

Aus der Chirurgischen Tierklinik  
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

**Die Darstellung der Seitenbänder des Hufgelenkes und ihrer Erkrankungen mit Hilfe  
der Magnetresonanztomographie am stehenden Pferd**

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines  
Doctor medicinae veterinariae (Dr. med.vet.)  
durch die Veterinärmedizinische Fakultät  
der Universität Leipzig

eingereicht von  
**Ina Lorenz**  
aus Hamburg

Leipzig, 2012

Mit Genehmigung der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Dekan: Prof. Dr. Uwe Truyen

Betreuer: Prof. Dr. Walter Brehm

Gutachter: Prof. Dr. Walter Brehm, Chirurgische Tierklinik der Veterinärmedizinischen  
Fakultät der Universität Leipzig

Dr. Renate Weller, PhD, MRCVS, FHEA, Royal Veterinary College, University of  
London

Tag der Verteidigung: 13.März 2012



Für  
Heike, Werner und Niklas Jahn



## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>I</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>V</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2 Literaturübersicht.....</b>	<b>2</b>
<b>2.1 Magnetresonanztomographische Grundlagen .....</b>	<b>2</b>
2.1.1 Kernspin.....	2
2.1.2 Protonen im Magnetfeld .....	2
2.1.3 Relaxation .....	5
2.1.3.1 Longitudinale Relaxation, T1-Relaxation oder Spin-Gitter-Relaxation.....	5
2.1.3.2 Transversale Relaxation, T2-Relaxation oder Spin-Spin-Relaxation .....	5
2.1.4 Bildkontrastdarstellung.....	6
2.1.4.1 Repetitionszeit (TR) .....	7
2.1.4.2 Echozeit (TE) .....	7
2.1.5 Gewebe und ihre Signalintensität (SI).....	8
2.1.6 Bilddarstellung .....	9
2.1.7 Sequenzen .....	10
2.1.7.1 Spinecho-Sequenz .....	11
2.1.7.2 Gradientenecho-Sequenz .....	11
2.1.7.3 Inversion-recovery-Sequenz .....	12
2.1.8 Artefakte im MR-Bild .....	12
2.1.8.1 Bewegungs- und Flussartefakte .....	12
2.1.8.2 Magic Angle Effect .....	13
2.1.8.3 Linienartefakte („Zipper-Like Artifacts“) .....	15
2.1.8.4 Suszeptibilität und Metall Artefakte.....	16
<b>2.2 Magnettypen.....</b>	<b>17</b>
2.2.1 Allgemeines .....	17
2.2.2 Resistive Magnete .....	17
2.2.3 Permanentmagnete .....	17
2.2.4 Supraleitende Magnete .....	18
2.2.5 Hochfeld- und Niederfeldtomographie.....	18
<b>2.3 Anatomie des Hufes .....</b>	<b>20</b>
2.3.1 Knöcherne Strukturen.....	20
2.3.2 Weichteilgewebe .....	22
2.3.2.1 Sehnengewebe.....	22
2.3.2.2 Bänder.....	24
2.3.2.3 Synoviale Einrichtungen.....	25

<b>2.4</b>	<b>Darstellung physiologischer Strukturen im magnetresonanztomographischen Bild.....</b>	<b>27</b>
2.4.1	Allgemeines .....	27
2.4.2	Sehnen und Bänder.....	29
2.4.3	Kollateralbänder des Hufgelenkes .....	29
2.4.4	Indikationen für die magnetresonanztomographische Untersuchung des Hufes .....	30
<b>2.5</b>	<b>Darstellung pathologischer Veränderungen im magnetresonanztomographischen Bild .....</b>	<b>30</b>
2.5.1	Allgemeines .....	30
2.5.2	Knochen.....	31
2.5.3	Sehnen und Bänder.....	31
2.5.4	Kollateralbänder des Hufgelenkes .....	32
<b>2.6</b>	<b>Aufbau von Bändern und Sehnen .....</b>	<b>33</b>
<b>2.7</b>	<b>Erkrankungen der Bänder .....</b>	<b>34</b>
2.7.1	Definition der Bänderkrankung (Desmitis) .....	34
2.7.2	Ätiologie und Pathogenese .....	35
2.7.3	Heilung von Bänderkrankungen .....	35
2.7.4	Pathologisch-Histologische Veränderungen der Kollateralbänder des Hufgelenkes .....	36
2.7.5	Therapie und Behandlung von Kollateralbandschäden des Hufgelenkes .....	36
<b>2.8</b>	<b>Lahmheitsuntersuchung beim Pferd .....</b>	<b>37</b>
2.8.1	Untersuchung des Bewegungsapparates.....	37
2.8.1.1	Adspektion und Palpation.....	37
2.8.1.2	Vorführen im Schritt und Trab auf der Geraden.....	37
2.8.1.3	Vorführen im Trab auf dem harten Zirkel .....	37
2.8.1.4	Vorführen auf dem weichen Zirkel .....	38
2.8.1.5	Beugeproben .....	38
<b>2.9</b>	<b>Diagnostische Anästhesien.....</b>	<b>38</b>
2.9.1	Leitungsanästhesien.....	39
2.9.1.1	Tiefe Palmarnerveanästhesie (TPA).....	39
2.9.1.2	Mittlere Palmarnerveanästhesie (MPA) .....	39
2.9.2	Anästhesie synovialer Einrichtungen .....	40
2.9.2.1	Hufgelenksanästhesie (HGA) .....	40
2.9.3	Hufrollensyndrom/Palmar Foot Syndrom .....	40
<b>3</b>	<b>Tiere, Material und Methode.....</b>	<b>42</b>
<b>3.1</b>	<b>Tiere.....</b>	<b>42</b>
<b>3.2</b>	<b>Material .....</b>	<b>42</b>
<b>3.3</b>	<b>Methode.....</b>	<b>43</b>
3.3.1	Erhebung von Krankendaten .....	43

---

3.3.2	Vorbereitung der Pferde .....	46
3.3.3	Durchführung der magnetresonanztomographischen Untersuchung .....	48
3.3.4	Auswertung der magnetresonanztomographischen Bilder .....	50
3.3.5	Statistische Auswertung .....	52
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>53</b>
<b>4.1</b>	<b>Kontrollgruppe.....</b>	<b>53</b>
<b>4.2</b>	<b>Patientengut .....</b>	<b>54</b>
4.2.1	Darstellung der unterschiedlichen magnetresonanztomographischen Befunde .....	54
4.2.1.1	Kollateralbandschäden des Hufgelenks am Ursprung des Bandes am Kronbein (Zone 1) .....	54
4.2.1.2	Kollateralbandschäden des Hufgelenkes im Bereich des Korpus (Zone 2) .....	58
4.2.1.3	Kollateralbandschäden des Hufgelenks im Bereich der Insertion am Hufbein (Zone 3) .....	61
4.2.2	Auswertung der Patientengruppe .....	65
4.2.2.1	Seitenverteilung.....	65
4.2.2.2	Altersverteilung.....	65
4.2.2.3	Geschlechtsverteilung.....	65
4.2.2.4	Verteilung der Dauer der Lahmheit.....	66
4.2.2.5	Verteilung der Nutzungsrichtung .....	66
4.2.2.6	Auswertung nach Häufigkeit der Lokalisation der Läsion .....	66
4.2.2.7	Verteilung der Läsion auf mediales und laterales Kollateralband .....	67
4.2.2.8	Ergebnisse der Tiefen Palmarnerveanästhesie .....	67
4.2.2.9	Ergebnisse der Mittleren Palmarnerveanästhesie.....	67
4.2.2.10	Ergebnisse der Hufgelenksanästhesie.....	68
4.2.2.11	Ergebnisse der Beugeproben.....	68
4.2.2.12	Verteilung von Erkrankungen der medialen bzw. lateralen Kollateralbandes abhängig von der Nutzungsrichtung.....	69
4.2.2.13	Häufigkeitsverteilung der Hufgelenkfüllung .....	70
4.2.2.14	Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung im Trab auf der Geraden.....	70
4.2.2.15	Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem harten Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am linken Vorderhuf .....	71
4.2.2.16	Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem harten Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am rechten Vorderhuf.....	71
4.2.2.17	Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem weichen Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am linken Vorderhuf .....	72

4.2.2.18	Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem weichen Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am rechten Vorderhuf.....	73
4.2.2.19	Häufigkeitsverteilung der „poorly defined borders“ nach ihrer Lokalisation im Bereich von Ursprung, Korpus und Insertion und dem Auftreten am medialen oder lateralen Kollateralband.....	73
4.2.2.20	Häufigkeitsverteilung der Beteiligung knöcherner Strukturen nach ihrer Lokalisation im Bereich von Ursprung, Korpus und Insertion und dem Auftreten am medialen oder lateralen Kollateralband.....	74
4.2.3	Auswertung der Kontrollgruppe .....	75
4.2.3.1	Seitenverteilung.....	75
4.2.3.2	Altersverteilung.....	75
4.2.3.3	Geschlechtsverteilung.....	75
4.2.3.4	Verteilung der Nutzungsrichtung .....	76
4.2.4	Vergleich der Querschnittsflächen der Kollateralbänder der Patientengruppe mit der Kontrollgruppe .....	76
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>79</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>91</b>
<b>7</b>	<b>Summary .....</b>	<b>93</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>95</b>
<b>9</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>111</b>
<b>10</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>114</b>
<b>11</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>115</b>
	<b>Danksagung .....</b>	<b>121</b>

## Abkürzungsverzeichnis

A., Aa	Arteria, Arteriae
AAEP	American Association of Equine Practitioners
Abb.	Abbildung
BEVA	British Association of Equine Practitioners
Bzw.	beziehungsweise
C°	Celsius
CL	collateral ligament
ca.	circa
cm	Zentimeter
d.h.	das heißt
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIP	distal interphalangeal joint
EKG	Elektrokardiogramm
et al.	et alii, et aliae, et alia
FFE	Fast-field Echo
FID	free induction decay, freier induzierter Zerfall
For., Forr.	Foramen, Foramina
FOV	Field of view
Fro.	Frontal
FSE	Fast-Spin-Echo
GAG	Glykosaminoglykane
GRE	Gradienten-Echo
H <sub>0</sub>	Hypothese
H <sub>1</sub>	Gegenhypothese
HF	Hochfrequenz
HGA	Hufgelenkanästhesie
Hor.	Horizontal
Hz	Hertz
IR	Inversion-Recovery
i.v.	intravenös
kg	Kilogramm
KW	Körpergewicht
$\alpha$	Irrtumswahrscheinlichkeit
lat.	lateralis
Lig., Ligg.	Ligamentum, Ligamenta
M., Mm.	Musculus, Musculi
med.	medialis
mg	Milligramm
ml	Milliliter
mm	Millimeter
ms	Millisekunden
MPA	mittlere Palmarnervenanästhesie
MR	Magnetresonanz
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MRT	Magnetresonanztomographie
N., Nn.	Nervus, Nervi
N	Newton
n	Stichprobenumfang

NV	Normalverteilung
p	Wahrscheinlichkeit
P2	englisch für Kronbein
P3	englisch für Hufbein
PDW	Protonen-density-weighted
PDWS	Protonen-density-weighted Sequenz
Proc.	Processus
cm <sup>2</sup>	Quadratzentimeter
Rec.	Recessus
RF	Radiofrequency
Rr.	Rami
Sag.	Sagittal
SE	Spin-Echo-Sequenz
SI	Signalintensität
SNR	signal-to-noise-ratio, Signal-zu-Rausch-Verhältnis
STIR	Short-tau-inversion-recovery
T	Tesla
TI	Inversionszeit
Tab.	Tabelle
TBS	Tiefe Beugesehne
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit
Tran.	Transversal
T1	T1-Relaxationszeit
T1w	T1 gewichtet
T2	T2-Relaxationzeit
T2w	T2 gewichtet
TPA	tiefe Palmarnervenanästhesie
u.	und
usw.	und so weiter
V., Vv.	Vena, Venae
W	Teststatistik des Shapiro-Wilk-Tests
WB	Warmblut
z.B.	zum Beispiel
ZNS	Zentrales Nervensystem
Z-Wert	Teststatistik des Mann-Whitney U-Tests



## **1 Einleitung**

Lahmheiten des Pferdes, die ihre Ursache in der Erkrankung einer Struktur im Bereich des Hufes haben, sind überproportional häufig. Gleichzeitig ist der Bereich des Hufes aufgrund seiner starken Hornkapsel sehr schwierig zu untersuchen. Dies gilt insbesondere für die differenzierte Darstellung der vielen Weichteilstrukturen, die für die Funktion des komplexen Zehenendorgans des Pferdes entscheidende Bedeutung haben.

Lange Zeit war die bildgebende Diagnostik im Bereich des Pferdehufes auf die Darstellung knöcherner Anteile beschränkt, wobei insbesondere die röntgenologische Untersuchung, in Einzelfällen auch die Szintigraphie und die Computertomographie zum Einsatz kamen. Die Ultraschalldiagnostik, welche für die Weichteildarstellung sehr gut geeignet ist, findet ihre Begrenzung jedoch im Wesentlichen am Rande der Hornkapsel. Aus diesem Grund ist die Diagnostik in der Pferde-Orthopädie bisher häufig darauf beschränkt, Syndrome zu beschreiben, wobei idealerweise eine präzise Diagnose stünde. So umfasst die klinische Diagnose des Hufrollensyndroms sowohl die Erkrankung von Knochen wie dem Strahlbein, als auch die Erkrankung von Weichteilen wie die tiefe Beugesehne, der Kollateralbänder des Hufgelenkes, der Gelenkkapsel des Hufgelenkes usw. Erst mit dem Aufkommen der Magnetresonanztomographie (MRT) entstand die Möglichkeit der Darstellung sämtlicher Weichteilstrukturen im Huf. Auch dynamische Zustände im Knochen, wie zum Beispiel Knochenödeme können durch die Magnetresonanztomographie sichtbar gemacht werden.

Die Bedeutung der Untersuchung der Weichteile des Hufes und der distalen Gliedmaße des Pferdes führte schließlich zur Entwicklung eines eigens hierfür entworfenen Magnetresonanztomographen, der es erlaubt, die betreffenden Bereiche am stehenden Pferd unter Sedation zu untersuchen. Nun ist die Darstellung der einzelnen Strukturen im physiologischen wie im erkrankten Zustand erforderlich, um die Interpretation der jeweiligen MR-Befunde im Sinne der klinischen Diagnostik zu etablieren.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, die Seitenbänder des Hufgelenkes im physiologischen und erkrankten Zustand mittels Niederfeld-MRT am stehenden sedierten Pferd zu untersuchen und mögliche Befunde systematisch darzustellen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Magnetresonanztomographische Grundlagen

#### 2.1.1 Kernspin

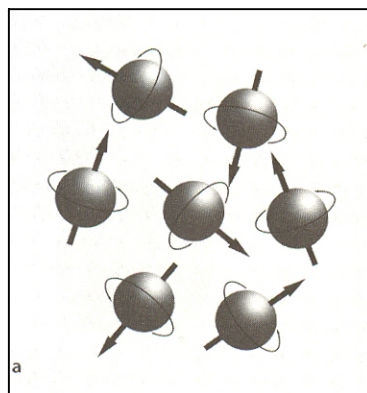
Das Prinzip der Magnetresonanztomographie basiert auf der Tatsache, dass Protonen sowie Neutronen die Eigenschaft des Kernspins besitzen. Der Spin ist eine Grundeigenschaft der Elementarteilchen und bezeichnet die Rotation der Protonen um die eigene Achse. Aufgrund dieser Grundeigenschaft kann der Spin nie zum Stillstand kommen, er ist immer gleich stark und kann weder beschleunigt noch abgebremst werden (WEISHAUPT et al. 2006).

Das in biologischen Systemen mit Abstand am häufigsten vorkommende Isotop mit einem Kernspin ist  $^1\text{H}$ . Entsprechend beruht die diagnostische Magnetresonanztomographie fast ausnahmslos auf der Nutzung von Wasserstoff-(Protonen).

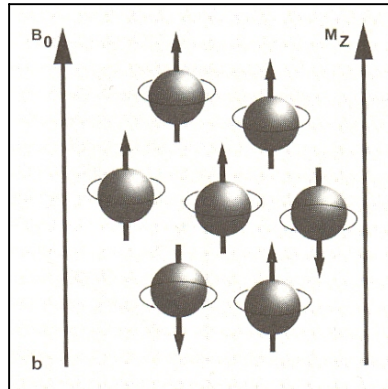
Die Rotation des Protons um sich selbst, bewirkt einen Drehimpuls, sowie, bedingt durch die positive elektrische Ladung, ein magnetisches Moment, das heißt, es wird von elektromagnetischen Wellen und Magnetfeldern beeinflusst. Dies bedeutet, dass durch die Bewegung des Protons, ähnlich wie in einer stromdurchflossenen Spule, ein magnetisches Feld erzeugt wird (SEIDERER 1990, WEISHAUPT et al. 2006).

#### 2.1.2 Protonen im Magnetfeld

Aufgrund der brownischen Molekularbewegung sind die einzelnen Kernspins und ihre magnetischen Momente  $\mu$  im magnetfeldfreien Raum zufällig orientiert. Die magnetischen Momente heben einander auf, so dass die Gesamtmagnetisierung „0“ beträgt. Werden die Kernmagnete in ein starkes statisches Magnetfeld  $B_0$  gebracht, kommt es zwischen beiden zu einer Wechselwirkung. Dabei richten sich die Atomkerne parallel und antiparallel entlang der magnetischen Feldlinien aus (Abb. 1 u. 2).

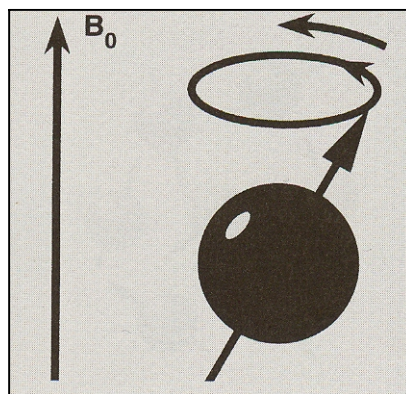


*Abb. 1 ohne Vorhandensein eines Magnetfeldes rotieren die Protonen um ihre eigene Achse in beliebiger Richtung (WEISHAUPT et al. 2006)*



*Abb. 2 unter Einfluss eines Magnetfeldes richten sich die Protonen parallel oder anti-parallel aus (WEISHAUPT et al. 2006)*

Die Rotationsachse der Protonen richtet sich nicht parallel zu den Feldlinien aus, sondern steht in einem konstanten Winkel ( $54^{\circ}44'$ ) zu der externen Magnetfeldrichtung (Abb. 3) (SEIDERER 1990, WEISHAUPT et al. 2006). Deshalb führen die Protonen eine Präzessionsbewegung um die Achse des Magnetfeldes aus. Diese Präzessionsfrequenz  $\omega$  wird auch Larmorfrequenz genannt und ist abhängig von dem gyromagnetischen Verhältnis und von der Stärke des Magnetfeldes. Das gyromagnetische Verhältnis ist ein stoffabhängiger, konstanter Wert, somit ist die Larmorfrequenz proportional zur Stärke des Magnetfeldes.



*Abb. 3 unter Einfluss eines starken, statischen Magnetfeldes kreist das Proton um die Achse des Magnetfeldes (WEISHAUPT et al. 2006)*

Die Protonen können sich im Magnetfeld parallel oder antiparallel ausrichten, wobei die parallele Ausrichtung leicht bevorzugt wird, da sie energetisch günstiger ist. Im thermischen Gleichgewicht wird die parallele Form bevorzugt. Um einen Übergang in die antiparallele Ausrichtung, das energetisch höhere Niveau, zu erreichen, bedarf es der Zufuhr von Energie. Es besteht ein thermodynamisches Gleichgewicht zwischen beiden Energieniveaus, abhängig von den räumlichen Bedingungen wie Temperatur und Magnetfeld (WEISHAUPT et al. 2006). Bei Temperaturerhöhung wird die thermische Energie zwischen den einzelnen Kernen ausgetauscht (SEIDERER, 1990).

In der Magnetresonanztomographie wird eine andere Art der Energiezufuhr genutzt. Dabei wird in einem kurzen Zeitintervall eine elektromagnetische Strahlung zugeführt. Dadurch geht das thermische Gleichgewicht verloren und die Anzahl der Kerne, die einen höheren energetischen Zustand einnehmen, steigt auf Kosten des niedrigeren Energieniveaus stark an.

Es sind nicht die einzelnen Kerne in der Magnetresonanztomographie entscheidend, sondern ihre Gesamtheit. Die Gesamtmagnetisierung  $M_0$  ergibt sich aus der Vektorsumme der einzelnen magnetischen Momente  $\mu$ .

Die einzelnen Kerne präzedieren unkoordiniert mit einer konstanten Frequenz um den Richtungsvektor des Magnetfeldes. Die Phasen der Spins sind inkohärent.

Die zur Anregung der Protonen genutzte Frequenz des HF-Impulses muss deren Präzessionsfrequenz entsprechen. Nur dann sind die Protonen in der Lage, die zugeführte Energie aufzunehmen. Diese Art der Abhängigkeit zwischen zwei Systemen wird als Resonanz bezeichnet. Die Magnetresonanztomographie benötigt die Resonanz zwischen den Spins und den HF-Impulsen.

Der HF-Impuls hat zwei Auswirkungen auf die Gesamtmagnetisierung. Einerseits nehmen die Protonen Energie auf und gelangen auf ein energetisch höheres Niveau. Dadurch nimmt die Longitudinalmagnetisierung  $M_L$  ab. Andererseits kommt es zur Synchronisierung der Protonenpräzession, und es entsteht eine Transversalmagnetisierung  $M_T$ . Die dabei induzierte Spannung erzeugt in der Empfangsspule das MR-Signal.

Die Addition beider Magnetisierungsvektoren führt zu einer räumlichen Veränderung des Gesamtmagnetisierungsvektors. Dabei wird die Gesamtmagnetisierung in einem bestimmten Winkel ausgelenkt. Wählt man die Einschaltdauer des HF-Impulses so aus, dass das magnetische Moment der Kerne um  $90^\circ$  gekippt wird, spricht man von einem  $90^\circ$ -Impuls. Ein entsprechend doppelt so langer HF-Impuls mit entsprechender Kippung heißt  $180^\circ$ -Impuls (BRIX 2002).

### 2.1.3 Relaxation

Wird der Hochfrequenzimpuls abgeschaltet, kehrt das System in den Ruhezustand zurück, es relaxiert. Dabei kehrt die Longitudinalmagnetisierung durch die Spin-Gitter-Relaxation auf ihren Ausgangswert zurück, während sich die Transversalmagnetisierung durch die Spin-Spin-Relaxation abbaut (BRIX 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

#### 2.1.3.1 Longitudinale Relaxation, T1-Relaxation oder Spin-Gitter-Relaxation

Bei der T1-Relaxation erreichen die Protonen, die durch den HF-Impuls auf ein höheres Energieniveau gehoben wurden, ihren Gleichgewichtszustand dadurch wieder, dass sie ihre Energie an benachbarte Nichtwasserstoffe abgeben. Dieser Vorgang wird als Spin-Gitter-Wechselwirkung oder longitudinale Relaxation bezeichnet.

Die angeregten Spins richten sich wieder in ihrer ursprünglichen Position entlang dem äußeren Magnetfeld aus. Damit nimmt die transversale Magnetisierung ab, während sich die anfängliche Längsmagnetisierung wieder aufbaut. Dieser Vorgang wird als T1-Relaxation, longitudinale Relaxation oder Spin-Gitter-Wechselwirkung bezeichnet.

Die Zeit, die die Longitudinalmagnetisierung benötigt, bis sie nach einem 90°-Impuls wieder 63% ihres Ausgangswertes erreicht hat, wird T1 genannt. Sie ist ein Maß dafür, wie schnell die Relaxation stattfindet (SEIDERER 1990, BRIX 2002, BOLAS 2011).

#### 2.1.3.2 Transversale Relaxation, T2-Relaxation oder Spin-Spin-Relaxation

Bei der T2-Relaxation wird der Gleichgewichtszustand der Protonen wieder dadurch erreicht, dass diese ihre Energie untereinander austauschen, d. h. an benachbarte Wasserstoffatome abgeben. Es besteht also eine Spin-Spin-Wechselwirkung. Nach dem Abschalten der Anregung drehen sich alle Spins zunächst synchron. Dieser Zustand wird Phasenkohärenz genannt. Mit der Zeit geht diese Phasenkohärenz verloren, da einige der Spins etwas voraus und andere hinterherlaufen. Dadurch beginnen einzelne Magnetvektoren sich gegenseitig aufzuheben anstatt sich zu addieren. Damit wird die transversale Magnetisierung immer geringer, bis sie ganz verschwindet und dadurch auch das MR-Signal. Als transversale Relaxation wird also der Verlust der transversalen Magnetisierung infolge einer Dephasierung der Spins bezeichnet. Dabei kommt es zu einem Energieaustausch der Spins untereinander. Eine Ursache der Dephasierung ist der Energieaustausch der Spins untereinander mit schnell wechselnder, lokaler Magnetfeldveränderungen benachbarter Spins. Diese Spin-Spin-Wechselwirkung hat eine Zeitkonstante, die als T2 bezeichnet wird. Darüber hinaus kommt es aus technischen Gründen durch den Tomographen selber, sowie den Patienten zu Inhomogenitäten des äußeren Magnetfeldes, die zeitlich konstant sind. Dadurch kommt es ebenfalls zu einer Dephasierung, wobei das Signal jedoch nicht mit der Zeitkonstanten T2

zerfällt, sondern schneller mit der Zeitkonstanten  $T2^*$ . Ein Ausgleich dieser Inhomogenitäten kann mit  $180^\circ$ -Impulsen erfolgen, was bei  $T2$  nicht möglich ist.

Die  $T2^*$ -Relaxationszeit ist in der Regel kürzer als die  $T2$ -Zeit (KÖCHLI und MARINCEK 1994, SCHILD 1997, REISER und SEMMLER 2002, BOLAS 2011).

Die Relaxationszeiten der Protonen sind gewebeabhängig und für den Bildkontrast der MR-Bilder verantwortlich.  $T1$  und  $T2$  Relaxationen laufen gleichzeitig ab sind aber voneinander vollkommen unabhängig. Während  $T1$  frequenzabhängig ist, ist  $T2$  fast frequenzunabhängig (WEISHAUPT et al. 2006).

#### **2.1.4 Bildkontrastdarstellung**

Das Verhältnis der Helligkeiten bzw. Grauwerte entspricht dem Bildkontrast eines MR-Bildes. Der Kontrast wird einerseits durch die Protonendichte andererseits durch die  $T1$ - und  $T2$ -Zeit der unterschiedlichen Gewebe bestimmt.

Diese spezifischen Merkmale können für die verschiedenen Gewebe stark variieren und können, je nachdem, welches Merkmal in einer MR-Messesequenz betont wird, Bilder mit unterschiedlichem Gewebe-zu-Gewebe-Kontrast entstehen lassen. Nur aufgrund der verschiedenen Gewebeeigenschaften ist es mit der MRT möglich, differenzierte Bilder unterschiedlicher Gewebe darzustellen.

Die Wichtung der Bilder entsteht durch Veränderungen der Geräteparameter (MRT-Systemparameter). Mit der Wahl der Echozeit (TE) und der Repetitionszeit (TR) werden am Magnetresonanztomographen unterschiedliche Wichtungen eingestellt.

Die Protonendichte entspricht der Anzahl anregbarer Spins pro Volumeneinheit, somit dem maximalen Signal, das ein Gewebe abgeben kann. Wird der Einfluss von  $T1$  und  $T2$  möglichst gering gehalten entsteht ein protonengewichtetes („*proton density weighted*“) Bild. Bei einem protonengewichtetem Bild werden die TR lang und die TE kurz gewählt.

Die  $T1$ -Zeit bestimmt, wie schnell sich die Spins nach einer Anregung wieder in ihren ursprünglichen Zustand einfinden und dann für eine neue Anregung zur Verfügung stehen. Der Einfluss von  $T1$  auf den Bildkontrast kann beliebig variiert werden. Ein Bild, das vorwiegend von  $T1$  bestimmt wird, ist ein  $T1$ -gewichtetes Bild ( $T1w$ ). In diesem Fall werden die TR und die TE kurz gewählt.

Die  $T2$ -Zeit gibt im Wesentlichen an, wie schnell das MR-Signal nach einer Anregung wieder verschwindet. Wird der Kontrast eines Bildes vorwiegend von  $T2$  bestimmt, wird es  $T2$ -gewichteten genannt ( $T2w$ ), die TR und TE werden lang gewählt (BRIX 2002, WEISHAUPT et al. 2006, BOLAS 2011).

#### 2.1.4.1 Repetitionszeit (TR)

Zum Erhalt eines MR-Bildes muss eine Schicht mehrere Male hintereinander angeregt und gemessen werden. Die Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Anregungen wird als Repetitionszeit (TR) bezeichnet. Sie hat entscheidenden Einfluss auf den T1-Kontrast, da sie bestimmt, wie viele Protonen sich von der letzten Anregung erholt haben und wieder anregbar sind.

Bei einer kurzen Repetitionszeit (unter ca. 600 ms) kommt es zu einer T1-Wichtung, denn Gewebe mit kurzem T1 relaxieren schnell und geben nach wiederholter Anregung viel Signal. Sie erscheinen dadurch im MR-Bild hell, während Gewebe mit langem T1 dunkel erscheinen, weil sie sich nur wenig erholt haben, und damit wenig Signal bei einer erneuten Anregung abgeben können.

Bei einer relativ lang gewählten Repetitionszeit (größer als ca. 1500 ms) haben alle Gewebe, auch die mit einem langen T1, genug Zeit zu relaxieren. Somit geben sie alle ein entsprechendes Signal, und der T1- Einfluss auf den Bildkontrast ist nur gering.

Bei sehr schnellen Sequenzen, also sehr kurzen Repetitionszeiten, wird das Signal immer geringer, weil immer weniger Spins in die Richtung der Längsmagnetisierung zurückkehren. Das auf eine erneute Anregung folgende Signal wird dementsprechend immer schwächer. Man erreicht eine Sättigung. Um einer Sättigung entgegen zu wirken, werden die Protonen mit einem Signal angeregt, welches einen reduzierten Pulswinkel („Flip Angle“) hervorruft. Dabei werden die Protonen nicht mehr in einem rechten, sondern in einem verringerten Winkel, beispielsweise ca. 30°, ausgelenkt. Die verringerte Auslenkung bewirkt ein kleineres Signal, jedoch bleiben noch genügend Protonen für einen erneuten Impuls anregbar. Für kurze Repetitionszeiten ist das Signal mit einem reduzierten Pulswinkel größer als ohne einen reduzierten Pulswinkel (SEIDERER 1990, WEISHAUPT et al. 2006).

#### 2.1.4.2 Echozeit (TE)

Als Echozeit (TE) wird die Zeitspanne bezeichnet, die zwischen der Anregung bis zur Messung des MR-Signals verstreicht.

Verschiedene Gradienten, die bei einer MR-Messung ein- und ausgeschaltet werden müssen, um ein Bild zu erhalten, bewirken Magnetfeldinhomogenitäten, die die T2 und T2\*-Effekte verstärken. Dies bedeutet, dass die angeregten Spins außer Phase sind und dadurch das MR-Signal zerstören. Diese Effekte der Dephasierung müssen vor einer Messung erst rückgängig gemacht werden, um die Spins wieder in Phase zu bekommen. Der Augenblick, in dem dies geschieht, und so das Signal wiederhergestellt wird, wird als Echo bezeichnet. Das MR-Signal kann gemessen werden.



Die Echozeit bestimmt den Einfluss von T2 auf den Bildkontrast. T2 ist viel kürzer als T1 und liegt in einem Bereich von bis zu einigen hundert Millisekunden.

Bei einer kurz gewählten Echozeit von beispielsweise weniger als ca. 30 ms, hat die T2 keinen besonderen Einfluss auf den Bildkontrast. Die T2-Relaxation hat gerade erst begonnen und die Signale sind noch nicht stark abgeklungen. Daher ist die T2-Gewichtung eines solchen Bildes gering.

Wird die Echozeit hingegen länger gewählt, so dass sie in der Nähe der üblichen T2-Zeiten liegt (ca. 60 ms), kommt es zu einem deutlichen Unterschied zwischen den einzelnen Geweben. Gewebe mit einer kurzen T2 haben ihre Signalintensität bereits verloren, während Gewebe mit längerer T2 noch viel Signal abgeben (SEIDERER 1990, BRIX 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

### **2.1.5 Gewebe und ihre Signalintensität (SI)**

In der Regel erscheinen Gewebe, die eine hohe Anzahl an mobilen Protonen enthalten, durch eine erhöhte Signalintensität, im MR-Bild hell (weiß). Gewebe mit geringer Protonendichte erscheinen dagegen wegen geringer Signalintensität dunkel (grau-schwarz). Die Signalintensität der Gewebe ist abhängig von den verwendeten T1- oder T2-gewichteten Messesequenzen. So stellen sich z.B. Flüssigkeiten in T1w-Bildern dunkel, in T2w-Bildern jedoch hell dar. Bänder, Muskeln, Sehnen und die Kompakta des Knochens stellen sich in beiden Wichtungen jeweils dunkel dar (ZUBROD und BARRETT 2007).

In den T1-gewichteten Sequenzen zeigt die Spongiosa des Knochens aufgrund des hohen Fettgehaltes in der Markhöhle eine hohe Signalintensität und erscheint im MR-Bild hell (DENOIX 1994, TUCKER und SANDE 2001, HEVESI et al. 2004). Ähnlich verhält sich der hyaline Knorpel (DENOIX 1994). Eine mittlere SI haben die Synovia von Gelenken und Schleimbeuteln, sowie einige Bänder, abhängig von ihrer Kollagenfaserzusammensetzung. Ihre Erscheinung variiert in einem dunklen Grau. Dunkel bzw. schwarz zeigen sich die Kompakta des Knochens, die Sehnen und Bänder (DENOIX 1994, TUCKER und SANDE 2001, HEVESI et al. 2004, MAIR und KINNS 2005, ZUBROD und BARRETT 2007).

Die T2-gewichteten Sequenzen eignen sich zur eingehenden Untersuchung von Flüssigkeitsansammlungen im Gewebe oder Hohlräumen, die sich vom umliegenden Gewebe hell hervorheben.

Auch die Synovia stellt sich hell dar, während sich der spongiöse Knochen durch eine mittlere SI grau zeigt. Sehnen, Bänder und die Kompakta des Knochens erscheinen aufgrund verringerter SI schwarz (HEVESI et al. 2004, ZUBROD und BARRETT 2007).



Fett wird sowohl in den T1w als auch den T2w Sequenzen hell dargestellt. Die STIR- (short-tau inversion recovery) Sequenz ist eine fettunterdrückende Sequenz, in der sich das Fett, Knochen, Kompakta und Spongiosa, Bänder und Sehnen dunkel zeigen. Diese Sequenz eignet sich zum Nachweis von Flüssigkeitseinlagerungen in den Geweben. Eine Erhöhung des Wassergehaltes führt zu einer erhöhten SI und damit zu einer Aufhellung des Gewebes (HEVESI et al. 2004).

Protonen oder intermediär gewichtete Sequenzen (PDW- Sequenz) eignen sich besonders zur Darstellung von Strukturen mit geringer Signalintensität, zum Beispiel Knochen und bindegewebige Strukturen wie Bänder und Sehnen. Die PDW-Sequenz zeigt ein exzellentes anatomisches Bild, viele Befunde werden jedoch weniger deutlich dargestellt, als in anderen Sequenzen (WEISHAUPT et al. 2006, ZUBROD und BARRETT 2007).

In FSE T2-gewichteten Bildern zeigt die Synovia eine erhöhte SI und erscheint hell, während der spongiöse Knochen eine mittlere SI zeigt und eine gräuliche Färbung zeigt. Der kompakte Knochen, die tiefe Beugesehne und Bänder weisen eine reduzierte SI auf und erscheinen somit schwarz.

#### **2.1.6 Bilddarstellung**

Die Magnetresonanztomographie ist ein Schnittbildverfahren, das eine Darstellung einzelner Schichten im Körper ermöglicht. Um dies zu erreichen, darf nur die zu untersuchende Schicht angeregt werden. Damit nicht alle im Körper vorhandenen Wasserstoffatome zur gleichen Zeit angeregt werden, weil sie alle dem gleichen Magnetfeld ausgesetzt sind und mit derselben Frequenz präzedieren, erhält das Magnetfeld entlang des Körpers durch eine zusätzlich Magnetspule einen Gradienten, so dass das Feld an einem Ende des Tomographen etwas stärker ist als am anderen Ende. Dadurch werden die Larmorfrequenzen der einzelnen Schichten unterschiedlich, so dass mit einer passenden Frequenz eine selektive Schicht angeregt werden kann.

Die hierfür verwendete Magnetspule wird auch als Gradientenspule bezeichnet und ist nicht permanent aktiv, sondern wird mit dem HF-Impuls gemeinsam an- und wieder ausgeschaltet. Durch Anpassung der Gradientenstärke kann die Schichtdicke variiert werden. Eine geringere Gradientenstärke erzeugt eine größere Schichtdicke, während zur Entstehung von geringeren Schichtdicken größere Gradientenstärken genutzt werden.

Zur Ortskodierung werden zwei weitere Gradientenspulen quer zum Magnetfeld angelegt. Dies passiert zum einen über die Phasenkodierung und zum anderen über die Frequenzkodierung. Nach der Anregung wird der Phasengradient eingeschaltet, der bewirkt,

dass sich die Larmorfrequenz ändert. Durch die Änderung der Larmorfrequenz wird eine Phasenverschiebung erreicht. Die Wasserstoffatome präzedieren unterschiedlich schnell entlang des Gradienten. Wird der Gradient wieder abgeschaltet, ist die Larmorfrequenz aller Wasserstoffatome wieder gleich, während die Phasenverschiebung bestehen bleibt, wodurch jede Zeile genau identifiziert werden kann.

Um eine Aufschlüsselung in einer weiteren Raumrichtung zu erreichen, bedient man sich der Frequenzcodierung. Ein Frequenzgradient bewirkt ein Ansteigen des Magnetfeldes von rechts nach links. Dadurch ändert sich wiederum die Larmorfrequenz und die Wasserstoffatome links präzedieren langsamer als die rechts. Man erhält mit dem MR-Signal ein ganzes Frequenzspektrum anstatt einer einzigen Frequenz. Dies wiederum bedeutet, dass die tiefen Frequenzen dem linken Rand und die hohen Frequenz dem rechten Rand zugeordnet werden können. Damit ist es möglich, jede Spalte anhand ihrer Frequenz zu definieren.

Jedes Volumenelement (Voxel) kann somit durch Phase und Frequenz eindeutig lokalisiert und damit für die Bildberechnung genutzt werden. Das MR-Bild wird durch das so genannte Bild-Rauschen gestört. Diese Wechselwirkung zwischen der Stärke des Rauschens und dem MR-Signal bezeichnet man als Signal-zu-Rausch-Verhältnis („Signal-to-Noise-Ratio“ oder SNR). Zur Entstehung eines guten MR-Bildes ist ein hohes SNR wünschenswert. Dieses ist abhängig von Parametern wie beispielsweise Anzahl der Messungen, Schichtdicke und Bildparametern.

Allgemein gilt, je kleiner die Voxelgröße ist, desto besser ist die Auflösung des MR-Bildes. Mit der Schichtdicke verhält es sich umgekehrt, je größer die Schichtdicke ist, umso besser ist das Bild, denn bei dünnen Schichten verstärkt sich das Bildrauschen. Wird die Anzahl der Messungen erhöht, kann dadurch das SNR gesteigert werden. Nachteilig wirkt sich eine damit verbundene verlängerte Aufnahmezeit aus (BRIX 2002, REISER und SEMMLER 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

### **2.1.7 Sequenzen**

Um ein MR-Bild zu erstellen, können verschiedene exakt definierte Abfolgen von Hochfrequenzimpulsen, sogenannte Sequenzen, gewählt werden. Die gebräuchlichsten Impulssequenzen setzen sich aus einer Kombination von 90°-und/oder 180°-Impulsen zusammen. Ein Unterschied besteht in der Anzahl der Impulse, deren Reihenfolge und dem Zeitraum zwischen ihnen (SEIDERER 1990).

In der MR-Diagnostik gibt es mittlerweile eine große Anzahl von Sequenzen zur Bilddarstellung, drei von ihnen sind zurzeit von größter klinischer Bedeutung, die

Gradientenecho-Sequenz, die Spinecho-Sequenz sowie die Inversion-recovery-Sequenz (WEISHAUPT et al. 2006, BOLAS 2011).

### 2.1.7.1 Spinecho-Sequenz

Bei der Spinecho-Sequenz (SE) kommt es immer mit Hilfe eines  $90^\circ$ -Impulses zur Anregung. Nach dem Ende der Anregung zerfällt die transversale Magnetisierung mit  $T2^*$  durch die beginnende Dephasierung. Nach der Hälfte der Echozeit ( $TE/2$ ) wird ein  $180^\circ$ -Impuls gesendet, durch den die „Reihenfolge“ der Spins umkehrt wird, so dass sich am Ende der Echozeit alle Spins wieder in Phase befinden, woraufhin es zu einem Echo kommt. Der Einfluss externer Magnetfeldinhomogenitäten kann so ausgeschaltet werden, und das Signal zerfällt nur noch mit  $T2$  anstatt  $T2^*$ .

Mit einem Spinecho wird eine gute Bildqualität erreicht, die relativ unempfindlich gegenüber statischen Feldinhomogenitäten ist. Der Nachteil ist eine verhältnismäßig lange Messzeit, so dass leichter Bewegungsartefakte entstehen.

Die Fast-Spinecho-Sequenz (FSE) ist eine modifizierte Form des Spinechos. Sie verkürzt die Bildaufnahme beträchtlich. Dabei werden mehrere  $180^\circ$ -Impulse pro TR appliziert, wobei zwischen den einzelnen Echos der Phasencodiergradient kurz eingeschaltet wird. Dadurch können mehrere Messungen mit verschiedenen Phasencodierungen pro Anregung aufgenommen werden.

Im so genannten Outflow-Effekt liegt eine weitere Eigenschaft der Spin-Echo-Sequenz. Dieser Effekt führt dazu, dass die Blutgefäße kein Signal abgeben, somit schwarz erscheinen. Grund dafür ist die relativ lange Echozeit. Das Signal des Blutes geht vor der Messung verloren, weil das Blut die untersuchte Schicht vorher verlässt (SEIDERER 1990, SCHILD 1997, REISER und SEMMLER 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

### 2.1.7.2 Gradientenecho-Sequenz

Dieser Sequenztyp wird unterschiedlich bezeichnet, zum Beispiel als Gradientenecho (GRE) oder Fast-Field-Echo (FFE). Bei dieser Sequenz wird nicht der HF-Impuls zur Erzeugung des Echos verwendet, sondern nur die Gradientenspule durch eine Umkehr des Gradientenfeldes. Damit sind keine zeitraubenden  $180^\circ$ -Impulse notwendig, so dass kurze Repetitionszeiten möglich sind. Ein Vorteil dieser Sequenz ist ihre größere Geschwindigkeit gegenüber der Spinecho-Sequenz. Das bedeutet eine geringere Anfälligkeit für Bewegungsartefakte.

Um dieses Echo zu erzeugen, werden die angeregten Spins durch An- und Abschalten des Frequenzgradienten mit umgekehrter Polarität erst de- und nach der Echozeit wieder rephasiert.

Diese Sequenz verwendet kleinere Pulswinkel als  $90^\circ$ , um das Problem der Sättigung bei schnellen Sequenzen mit kurzer Repetitionszeit zu beseitigen.

Die Bildqualität ist insgesamt etwas schlechter als beim Spinecho, weil das Signal mit T2\* zerfällt (SEIDERER 1990, REISER und SEMMLER 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

### **2.1.7.3 Inversion-recovery-Sequenz**

Die IR-Sequenz wird im Allgemeinen zur Aufnahme von T1-gewichteten oder fettsupprimierten Bildern genutzt.

Dabei wird zuerst die Längsmagnetisierung durch einen 180°-Impuls umgekehrt. Da keine Anteile in der transversalen Ebene liegen, kann kein Signal gemessen werden. Es folgt eine T1-Relaxation. Nach einer Inversionszeit TI folgt ein 90°-Impuls, allerdings bevor die volle Relaxation erreicht ist. Dieser Impuls bewirkt eine Transversalmagnetisierung und das Free Induction Decay (FID-Signal) kann empfangen werden. Das FID beschreibt das mit T2\* abklingende MR-Signal (SEIDERER 1990, WEISHAUPT et al. 2006).

Als Besonderheit gilt die STIR-Sequenz (Short Tau Inversion Recovery). Diese Technik wird vor allem zur Fettsuppression genutzt. Wird die Inversionszeit kurz gewählt, ist das MR-Bild durch eine hohe Empfindlichkeit gegenüber langen T1- und T2-Relaxationszeiten geprägt, so dass die Protonen des Fettes nicht zum Signal beitragen (VAHLENSIECK und REISER 1997).

## **2.1.8 Artefakte im MR-Bild**

Artefakte sind Signale, die nicht unmittelbar dem untersuchten Objekt zuzuschreiben sind. Sie können durch Fehler bei der Durchführung entstehen, wie nicht entferntes Metall, falsche Positionierung oder schlechte Raumabschirmung, und somit die eigentlichen Bildsignale stören oder verfälschen. Sie können aber auch durch physiologische Vorgänge, wie Atmung, Blutfluss, Herzschlag oder Darmperistaltik entstehen. (WEISHAUPT et al. 2006, HALLMARQ VETERINARY IMAGING 2007, BOLAS 2011).

### **2.1.8.1 Bewegungs- und Flussartefakte**

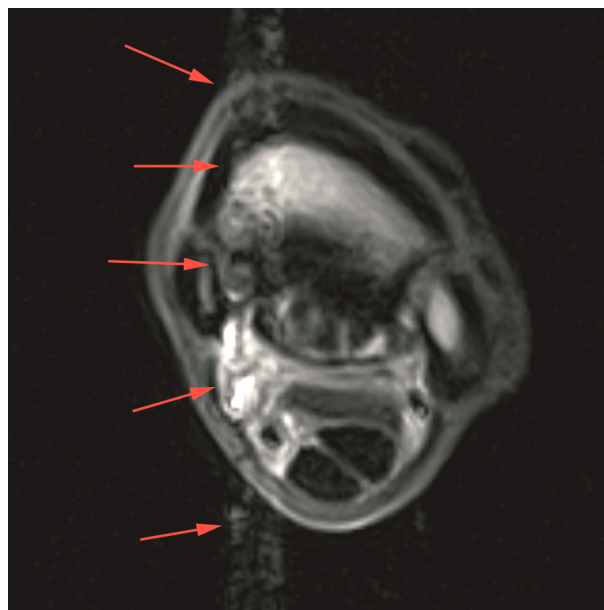
Bei der magnetresonanztomographischen Untersuchung des „stehenden“ Pferdes in einem Niederfeldsystem stellen die Bewegungsartefakte das Hauptproblem dar, da sie am häufigsten die Bildqualität einschränken. Die klassischen MR-Sequenzen sind verhältnismäßig langsam, so dass T1 gewichtete Sequenzen mehrere Minuten dauern können. Deshalb reagiert die Bildgebung sehr empfindlich auf jegliche Bewegung. Diese Bewegungen verursachen Artefakte, die sich entlang der in y-Richtung liegenden Gradientenspule zeigen. Die Ursache dafür liegt darin, dass die Spins, die sich entlang eines Magnetfeldgradienten bewegen oder bewegt werden, eine Phasenverschiebung erfahren. Die Phase wird für die Ortskodierung gebraucht, sodass jegliche Bewegung die korrekte räumliche Zuordnung der Signale stört,

indem sie die Phase verfälscht und Rauschen oder Schatten in der Phasenrichtung des Bildes verursacht (WEISHAUPT et al. 2006).

Die Bewegungsartefakte können aus unterschiedlichen Bereichen entstehen:

- direkte Bewegung des untersuchten Körperteils, z. B. Umpositionierung einer Gliedmaße
- Bewegungen durch unzureichende Fixation der RF-Spule
- Einfluss von parasympathisch induzierten Organbewegungen auf den zu untersuchenden Bereich, z. B. starke Atmung

Während ein Teil der Bewegungen durch kooperatives Verhalten des Patienten vermieden werden kann, in dem er sich während der einzelnen Sequenzen ruhig verhält, lassen sich Bewegungen des Herzens, des Darmes, der Fluss des Blutes (Abb. 4), sowie Atembewegung kaum bzw. gar nicht vermeiden (WEISHAUPT et al. 2006).



*Abb. 4 Flussartefakt bedingt durch V. und A. digitalis palmaris communis II*

### 2.1.8.2 Magic Angle Effect

Als „Magischer Winkel“ wird der konstante Winkel von  $54^{\circ}44'$  zur externen Magnetfeldrichtung bezeichnet, in dem sich die Rotationsachse der Protonen im Verhältnis zu den Feldlinien ausrichtet. Sind Strukturen, wie vor allem Sehnen und Bänder mit parallelen Faserstrukturen, in einem ähnlichen Winkel zum Hauptmagnetfeld  $B_0$  angeordnet, kann es zur Entwicklung einer erhöhten Signalintensität kommen.

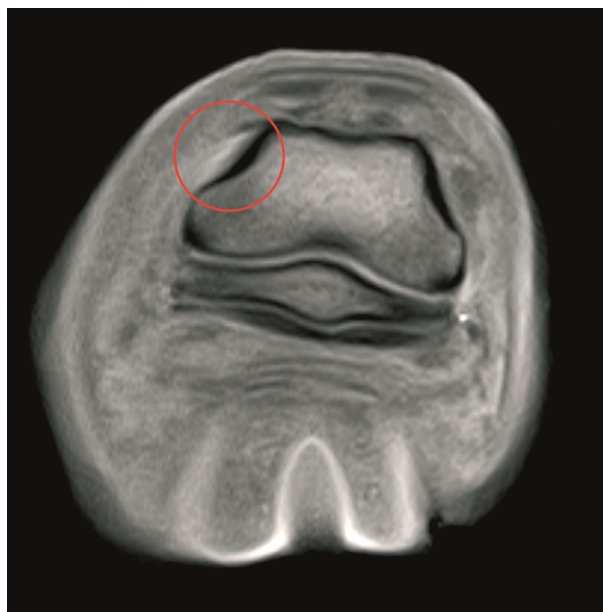
Besonders Sehnen und Bänder sind von diesem Artefakt betroffen. Beide Strukturen sind durch eine kurze T2-Zeit charakterisiert. Das bedeutet, dass diese Strukturen vor allem in den T1- und T2- gewichteten Gradientenecho-Sequenzen als hypointense Strukturen sichtbar sind. Entsteht im Bereich dieser Strukturen nun durch den Magic Angle Effect eine erhöhte Signalintensität, können sehr leicht pathologische Befunde vorgetäuscht werden (WEISHAUPT et al. 2006, SPRIET et al. 2007, WERPYPY et al. 2009, WERPYPY 2011).

In Hochfeldsystemen spielt dieses Artefakt eine große Rolle bei der Bewertung der tiefen Beugesehne im Ansatzbereich am Hufbein (MURRAY und DYSON 2007) und im Strahlbeinbereich, wo die Sehne über das Strahlbein verläuft (BOLAS 2011).

Im Niederfeldsystem bei Untersuchungen am „stehenden“ Pferd kann es bei der Untersuchung der Kollateralbänder des Hufgelenkes (Abb. 5), sowie der distalen, schrägen Gleichbeinbänder zu diesem Artefakt kommen (HALLMARQ VETERINARY IMAGING 2007). Ein Magic Angle Effect wird auch für die Kollateralbänder des Hufgelenks in Hochfeldmagneten beschrieben (WERPYPY et al. 2009).

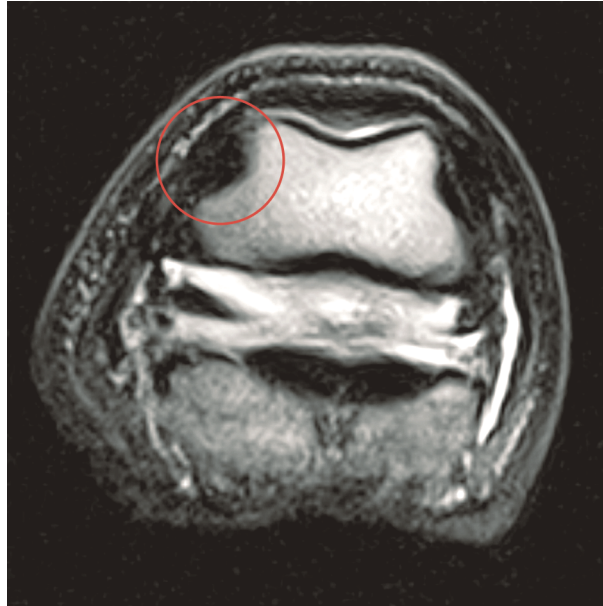
Der Magic Angle Effect ist nicht abhängig von der Magnetfeldstärke sondern von der Richtung des Magnetfeldes und somit entsteht er, wenn die zu untersuchenden Strukturen in einem Winkel von ungefähr  $55^\circ$  angeordnet sind. Mit Erhöhung der Echozeit (TE) wird der Magic Angle Effect reduziert. T2 gewichtete Fast Spin Echos (Abb. 6) sind somit wenig anfälliger für den Magic Angle Effect (SPRIET et al. 2007, SPRIET und ZWINGENBERGER 2009, BOLAS 2011, DYSON und MURRAY 2011).

Eine sorgfältige Positionierung des Hufes des stehenden Pferdes im Magneten hilft das Auftreten eines Magic Angle Effect zu verhindern (SPRIET et al. 2007).



*Abb. 5 GE T1 gewichteter Transversalschnitt, die Markierung zeigt eine Signalintensität im Bereich des Seitenbandes, Magic Angle Effect*

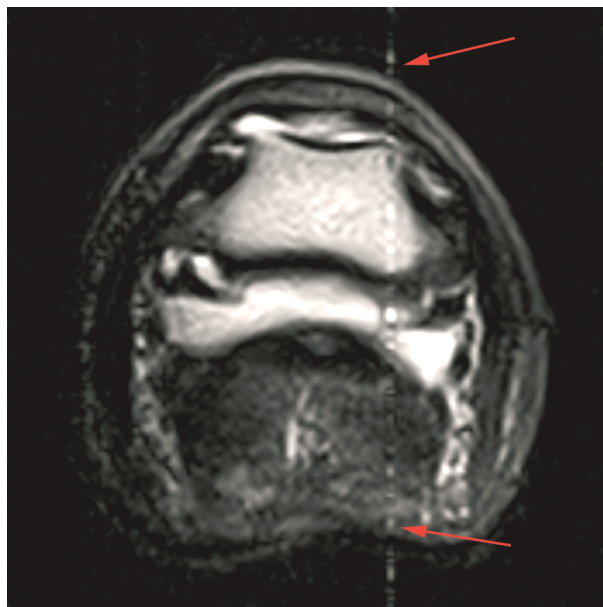




*Abb. 6 FSE T2 gewichtete Sequenz, unempfindlicher für den Magic Angle Effect*

### **2.1.8.3 Linienartefakte („Zipper-Like Artifacts“)**

Als Linienartefakte (Abb. 7) werden Linien bezeichnet, die das MR-Bild als punktiertes Signal durchlaufen. Sie können entstehen, wenn beispielsweise die Türen des Untersuchungsraumes beim Scannen nicht vollständig geschlossen sind oder wenn Materialien wie Anästhesiegeräte oder EKG-Geräte nicht genügend abgeschirmt sind (WEISHAUPT et al. 2006, BOLAS 2011).



*Abb. 7 Pfeile markieren das Linienartefakt infolge ungenügender Abschirmung*

#### 2.1.8.4 Suszeptibilität und Metall Artefakte

Als magnetische Suszeptibilität wird die Empfänglichkeit eines Körpergewebes bzw. eines Materials für ein Magnetfeld bezeichnet. Besonders ausgeprägt ist diese Suszeptibilität, wenn sich ein metallischer Gegenstand im Magnetfeld befindet (Abb. 8). Es kommt in diesem Fall zu Signalausfällen und/oder Bildverzerrungen an den Phasengrenzen. Suszeptibilitätsartefakte können auch an Phasengrenzen von unterschiedlichen Geweben (z. B. Knochen und Muskel) oder an der Phasengrenze zwischen Knochen und Luft entstehen. Diese Artefakte können bei jeder Pulssequenz auftreten. Da aber die SE Sequenzen mit ihrem 180°-Impuls T2\*-Effekte ausgleichen, sind sie für statische Feldinhomogenitäten weitgehend unempfindlich und zeigen im Gegensatz zu GRE-Sequenzen auch nur geringe Suszeptibilitätsartefakte (WEISHAUPT et al. 2006).

Bei der Untersuchung des Pferdehufes können diese Artefakte durch das Vorhandensein kleiner Hufnagelreste auftreten (MURRAY und DYSON 2007).



*Abb. 8 Der Pfeil markiert durch Metall (Nagelreste) bedingtes Artefakt*



## 2.2 Magnettypen

### 2.2.1 Allgemeines

Der Magnet hat die Aufgabe, das Hauptmagnetfeld zu erzeugen. Heutzutage werden hierfür drei Magnettypen genutzt: Resistive Magnete, Permanentmagnete und supraleitende Magnete. Die Unterschiede liegen in der Homogenität, Stabilität und Stärke des Feldes, der Zugangsmöglichkeit zum Patienten sowie den Betriebskosten.

Mit der Magnetfeldstärke nehmen die Signalstärke und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu. In der klinischen Diagnostik übliche Werte für die Magnetfeldstärke sind 0,1- 3,0 T.

Mit zunehmender Feldstärke kommt es zu Streufeldern, die elektronische Geräte außerhalb des Untersuchungsraumes stören können. Um dies zu verhindern bedarf es einer Abschirmung. Früher wurden dafür große Mengen an Eisen in die Wände und Decken der Untersuchungsräume eingebaut. Heute werden Magnete mit einer integrierten Abschirmung („Active Shielding“) gebaut. Sie enthalten eine doppelte Magnetspule, von denen die innere das Magnetfeld erzeugt und die äußere die Rückführung der Magnetfeldlinien übernimmt (BRIX 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

### 2.2.2 Resistive Magnete

Resistive Magnete sind „normale“ Elektromagnete, durch die fortwährend ein großer Strom fließt. Ihre maximale Feldstärke liegt bei ca. 0,3 T. Nachteilig wirkt sich zum einen die Abhängigkeit von einer permanenten und hochstabilen Stromzufuhr aus, zum anderen die häufig bescheidene Homogenität des Magneten. Ein Vorteil ist, dass der Magnet im Notfall sofort abgeschaltet werden kann (SEIDERER 1990, WEISHAUPT et al. 2006).

### 2.2.3 Permanentmagnete

Permanentmagnete bestehen überwiegend aus einer Neodym-Bor-Eisen-Verbindung. Diese Verbindung ist selbst magnetisch, so dass keine externe Energiezufuhr zur Erzeugung des Magnetfeldes notwendig ist.

Das Material ist vergleichsweise teuer und benötigt eine konstante Temperatur. Da das Material ein hohes Eigengewicht hat, werden mit zunehmender Feldstärke auch die Magneten schwerer. Gewöhnlich wird diese Form des Magneten nur bis zu einer Feldstärke von 0,5 T gebaut (SEIDERER 1990, BRIX 2002, WEISHAUPT et al. 2006).

Das Untersuchungsvolumen wird bei einem Permanentmagneten meistens von zwei Polschuhen aus magnetischem Material eingeschlossen. Die Magnetfeldlinien in diesem Untersuchungsvolumen sollen möglichst parallel verlaufen, um eine höhere Homogenität des Magnetfeldes zu gewährleisten. Diese wird häufig durch eine besondere Form der Polschuhe erreicht. Das Magnetfeld verläuft aufgrund der Geometrie bei Magneten mit Polschuhen

senkrecht zur Körperachse des Patienten, während die supraleitenden Magneten vorwiegend eine parallele Anordnung von Magnetfeld und Patientenachse aufweisen (SEIDERER 1990, REISER und SEMMLER 2002).

#### **2.2.4      Supraleitende Magnete**

Der supraleitende Magnet besteht aus einer Spule mit einer Niobium-Titan-Legierung, die ihren elektrischen Widerstand bei  $-269^{\circ}\text{C}$  fast verliert. Dadurch wird die Spule supraleitend, das heißt, ein Strom, der einmal fließt, tut das für immer. Wenn das Feld aufgebaut ist, ist keine weitere Energiezufuhr nötig. Auf diese Weise können sehr starke Magnetfelder (bis 18 T) mit exzellenter Homogenität erzeugt werden. Zur Kühlung der Spule wird flüssiges Helium genutzt, das regelmäßig nachgefüllt werden muss, weil es verdunstet. Zur Isolation der Spule wird diese in Kupfer eingewickelt. Dieser Magnettyp kann im Notfall nicht einfach abgeschaltet werden. Heutzutage haben 95% der installierten MR-Systeme einen supraleitenden Magneten (BRIX 2003, WEISHAUPT et al. 2006).

#### **2.2.5      Hochfeld- und Niederfeldtomographie**

Magnetresonanztomographen können aufgrund der Feldstärke ihrer Magnete eingeteilt werden in Hochfeldtomographen und Niederfeldtomographen. Während die Hochfeldmagneten anfänglich vorwiegend für den ZNS-Bereich genutzt wurden, werden sie mittlerweile für den Ganzkörperbereich eingesetzt (SCHILD 2005). Ein Vorteil des Hochfeldtomographen liegt in der höheren Signalstärke, im höheren SNR und damit einer besseren Bildqualität sowie einer meist verkürzten Untersuchungszeit (COTTON et al. 2000, MAIR 2004, RÖTTGEN et al. 2005, SCHILD 2005, WERPY 2011).

Niederfeldmagneten haben eine Feldstärke von bis zu 0,3 Tesla. In der Pferdemedizin haben sich zwei Niederfeldtomographen etabliert. Der von der Firma Hallmarq Veterinary Imaging für das stehende, sedierte Pferd entwickelte Equine Limb Scanner® mit einer Feldstärke von 0,27 T sowie ein von der Firma Universal Medical Systems entwickelter offener Magnet mit einer Feldstärke von 0,3T. Während der Equine Limb Scanner® sowohl im Stehen als auch unter einer Allgemeinanästhesie angewendet werden kann, ist für den Magneten der Firma Universal Medical Systems eine Allgemeinanästhesie erforderlich (WERPY 2011).

Geringere Kosten sind neben der Bauart ein Vorteil des Niederfeldtomographen, der als offenes Gerät eine hohe Akzeptanz bei Patienten, die unter Klaustrophobie leiden, sowie bei Kindern hat. Eine Sedierung ist im Allgemeinen nicht notwendig (HERBER et al. 2000).

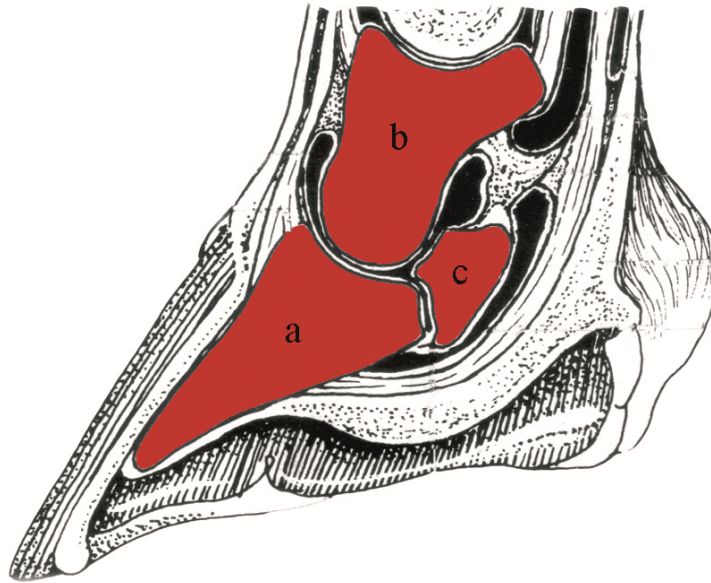
Vorteile der Niederfeldtomographie gegenüber der Hochfeldtomographie in der Pferdemedizin beschreibt MAIR (2004). Pferde müssen für die Untersuchung in einem Hochfeldtomographen in Allgemeinanästhesie untersucht werden. Dies bedeutet neben höheren Kosten auch ein erhöhtes Risiko. Außerdem ist die für die Humanmedizin

konzipierte Bauart für die Untersuchung des Pferdes nur eingeschränkt tauglich, da nur Untersuchungen des Kopfes und der Gliedmaße des Pferdes von der Zehe bis zum Karpus bzw. Tarsus möglich sind. Nur bei Fohlen, die weniger als 250 kg wiegen, kann der Thorax und das Abdomen magnetresonanztomographisch untersucht werden (MEHL et al. 1998). Ein U-förmiger, extra für die Untersuchung der distalen Gliedmaße des Pferdes, angefertigter Magnet, ermöglicht die Untersuchung am stehenden Pferd (MAIR 2004). Dieser Magnettyp arbeitet im Unterschied zu Hochfeldtomographen mit einem kleineren field-of-view (MURRAY et al. 2007). Auch wenn das Niederfeld ein niedrigeres Signal-zu-Rausch-Verhältnis bedingt, entstehen MR-Bilder mit einer guten diagnostischen Qualität. MAIR (2004) kommt zu dem Schluss, dass der Niederfeldtomograph eine effektive Technik zur Diagnostik von Weichteilschäden im Huf in der Pferdemedizin bietet.

## 2.3 Anatomie des Hufes

### 2.3.1 Knöcherne Strukturen

Die knöchernen Strukturen des Hufes beinhalten das Hufbein, das Kronbein und das Strahlbein (Abb. 9).



*Abb. 9 Schematische Darstellung der knöchernen Strukturen im Huf  
modifiziert nach DYCE et al. (1997)  
a) Hufbein b) Kronbein c) Strahlbein*

- **Hufbein**

Das Hufbein (*Os ungulare*, *Phalanx distalis*) ist in seiner Form der Hornkapsel angepasst, wobei die mediale Seitenwand steiler ist als die laterale. Es setzt sich zusammen aus einer Wand-, Sohlen- und Gelenkfläche. Im Margo coronalis treffen sich die Wand- und Gelenkfläche. Dieser Kronrand ist dorsal nach proximal ausgezogen zum Streckfortsatz (*Proc. extensorius*) (NICKEL et al. 1992).

Die beidseitigen palmaren Fortsätze des Hufbeines werden als Hufbeinäste (*Proc. palmaris medialis* und *lateralis*) bezeichnet. Diese enden entweder im proximalen oder distalen Astwinkel oder besitzen ein Astloch (*Foramen processus palmaris*).

Proximodorsal der Hufbeinäste befinden sich die Bandgruben, in denen die Seitenbänder des Hufgelenkes ihren Ansatz finden (NICKEL et al. 1992, DYCE et al. 1997).

Die Sohlenfläche ist leicht nach innen gewölbt und passt sich damit der Hufsohle an (DYCE et al. 1997). Die *Linea semilunaris* teilt die Sohlenfläche in ein vorderes *Planum cutaneum* und eine hintere *Facies flexoria*. Die *Facies flexoria* dient der tiefen Beugesehne als

Ansatzfläche am Hufbein. An der Facies flexoria liegt beiderseits eine Sohlenrinne (Sulcus solearis med. bzw. lat.), die sich über das Sohlenloch (Foramen soleare med. bzw. lat.) jederseits in den Hufbeinkanale (Canalis solearis) fortsetzt und in einer gemeinsamen Gefäßkammer mündet. Von der Gefäßkammer gehen feine Kanälchen zur Wandfläche und zum Sohlenrand ab (NICKEL et al. 1992).

Die Gelenkfläche (Facies articularis) des Hufbeins wird durch die axiale Erhebung in zwei Anteile getrennt. Während dem proximalen Gelenkanteil das Kronbein anliegt, steht der proximopalmare Anteil mit dem Strahlbein in Verbindung (DYCE et al. 1997).

#### • **Kronbein**

Das Kronbein (Os coronale, Phalanx media) ist ein kurzer Röhrenknochen, dessen beide Enden gleich breit ausgebildet sind. Die proximale Gelenkfläche ist konkav mit einer leichten axialen Erhebung. Die distale Gelenkfläche ist palmar zur Artikulation mit dem Strahlbein vergrößert (DYCE et al. 1997). Die Dorsalfläche des Kronbeins ist rau, während die palmare Fläche glatt ist (NICKEL et al. 1992). Am proximopalmaren Rand ist zusätzlich die glatte Kronbeinleiste ausgebildet, die durch Fasernknorpel erweitert ist und als Scutum medium eine tragende Gleitfläche für die tiefe Beugeschne bietet (DYCE et al. 1997).

Die proximal gelegenen Bandhöcker sind etwas palmar gelegen und dienen den Seitenbändern des Kron gelenkes als Ansatz. Die Bandgruben liegen distal deutlich dorsal. An ihnen entspringen die Seitenbänder des Huf gelenkes (NICKEL et al. 1992).

#### • **Strahlbein**

Das Strahlbein (Os sesamoideum phalangis distale) zeigt eine Weberschiffchenform. Es weist axial die größte Dicke auf und verjüngt sich zu den Seiten hin. Es hat zum einen eine Gelenkfläche (Facies articularis) zum anderen eine Palmarfläche (Facies flexoria). Der proximale schmale Übergang dieser beiden Flächen wird als Margo proximalis bezeichnet, der distale wird Margo distalis genannt (NICKEL et al. 1992). WISSDORF et al. (1998) bezeichnen zusätzlich eine Facies medialis und lateralis, die die seitlichen Strahlbeinflächen begrenzen.

Der Margo distalis ist breit und konvex ausgebildet (GABRIEL et al. 1997) und artikuliert mit der Facies articularis sesamoidea des Hufbeins. Dabei stehen die artikulierenden Flächen in einem Winkel von 90° zueinander (KASSIANOFF und WISSDORF 1992). KASSIANOFF und WISSDORF (1992) machen den Vorschlag, den Margo distalis in Facies distalis umzubenennen, weil es sich mehr um eine Fläche als um einen Rand handelt. Sie unterteilen diese Fläche weiterhin in drei Abschnitte: die Facies articularis, eine Zona intermedia, einen Margo ligamenti.

Die von Gelenkknorpel überzogene Facies articularis artikuliert mit dem Hufgelenk. In der Zona intermedia finden sich die Forr. nutricia. Diese Gefäßlöcher sind ein Teil des Hufgelenks und sind mit dem Stratum synoviale der Gelenkkapsel ausgekleidet. Der Margo ligamenti ist ein hervorstehender Grat und dient als Ursprungsfläche des Strahlbein-Hufbeinbandes (Lig. sesamoideum distale impar).

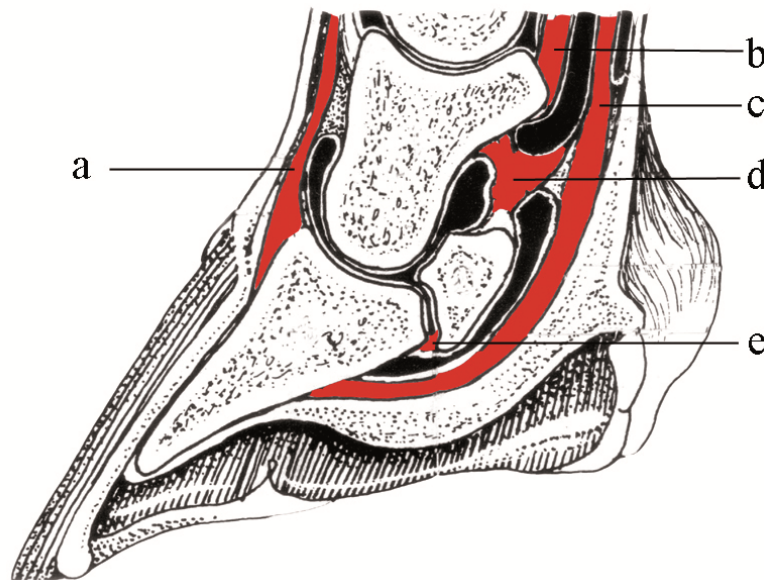
Am rauen, schmalen Margo proximalis setzen die beiden Strahlbeinschenkel der Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder an. Mit diesen Bändern treten Arterien von proximal in das Strahlbein ein (WISSDORF et al. 1998).

Als Gleitfläche für die tiefe Beugesehne bildet die Facies flexoria das Scutum distale. Dieses ist mit Faserknorpel überzogen und weist axial eine deutliche Erhebung, den Sagittalkamm, auf (WISSDORF et al. 1998).

## 2.3.2 Weichteilgewebe

### 2.3.2.1 Sehnengewebe

Im Bereich des Hufes kommen als Sehnen die gemeinsame Strecksehne und die tiefe Beugesehne vor (Abb. 10).



*Abb. 10 Schematische Darstellung der Sehnen und Bänder im Huf  
modifiziert nach DYCE et al. (1997)*

*Strecksehne b) Gerades Gleichbeinband c) tiefe Beugesehne d) Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband  
e) Lig. sesamoideum distale impar*

- **Strecksehne**

Die Strecksehne ist die Endsehne des M. extensor digitalis communis, des gemeinsamen Zehenstreckers. Zwischen dem mittleren und distalen Drittel des Unterarmes geht sein muskulärer Anteil in eine starke Sehne über. Diese verläuft auf der dorsalen Seite des Fessel- und Kronbeines. Auf Höhe des Kronbeins gibt die gemeinsame Strecksehne einen Schenkel, den Kronbeinschenkel, an das Kronbein ab. Einzelne Fasern gehen an die Hufknorpel.

Unter starker Verbreiterung des M. extensor digitalis communis setzt seine Endsehne am Streckfortsatz (Proc. extensorius) des Hufbeines an (NICKEL et al. 1992, WISSDORF et al. 2002).

- **Oberflächliche Beugesehne**

Die oberflächliche Beugesehne ist die Endsehne des M. flexor digitalis superficialis. Dieser Muskel geht proximal des Karpus in eine kräftige Sehne über. Auf gleicher Höhe vereinigt sich das zugehörige Unterstützungsband (Lig. accessorium) mit ihr. Die oberflächliche Beugesehne nimmt ihren Verlauf entlang des Metakarpus. In der Fesselbeuge trennt sich die oberflächliche Beugesehne in zwei Schenkel auf, so dass die tiefe Beugesehne hindurchtreten kann. Die Schenkel setzen jeweils an die Kronbeinlehne an. Ein kleinerer Ast zieht an das entsprechende Ende der Seitenränder des Fesselbeines (NICKEL et al. 1992).

- **Tiefe Beugesehne**

Die tiefe Beugesehne ist die Endsehne des M. flexor digitalis profundus. Dieser besitzt drei Köpfe, die sich in der Nähe des Karpus zu einer gemeinsamen Sehne vereinigen. Unterhalb des Karpus verläuft die tiefe Beugesehne als eine runde Sehne auf der Palmarseite des Metakarpus direkt unter der oberflächlichen Beugesehne. Im Bereich des mittleren Drittels des Metakarpus nimmt sie das entsprechende Unterstützungsband auf.

In der Fesselbeuge zieht die tiefe Beugesehne durch die beiden Schenkel der oberflächlichen Beugesehne hindurch, verläuft dann weiter über das Strahlbein hinweg und setzt mit Hilfe der Sharpey-Fasern flächig an der Facies flexoria des Hufbeins an (NICKEL et al. 1992, DENOIX 1994).

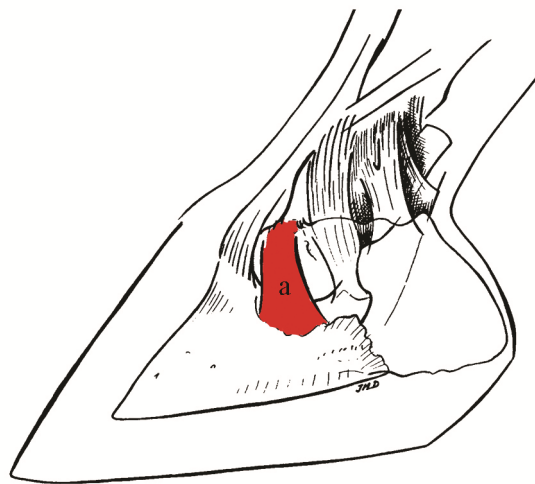


### 2.3.2.2 Bänder

Die Bänder im Bereich des Hufes können in zwei Gruppen aufgliedert werden, zum einen in die Seitenbänder und zum anderen in die Strahlbeinbänder.

- **Seitenbänder**

Die Seitenbänder des Hufgelenkes, Lig. collaterale mediale bzw. laterale entspringen an den Bandgruben des Kronbeines und inserieren an denen des Hufbeines (Abb. 11). Sie sind mit der Gelenkkapsel sowie mit dem Dorsalrand des Hufknorpels und dem Hufknorpel-Kronbeinband eng verbunden (NICKEL et al. 1992, DYSON und MURRAY 2004).



*Abb. 11 Schematische Darstellung der Seitenbänder im Huf  
modifiziert nach JM DENOIX (2002)  
a) Seitenband des Hufgelenks*

- **Strahlbeinbänder**

Das Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband, Lig. sesamoideum collaterale mediale bzw. laterale, stellt das elastische Aufhängeband des Strahlbeins dar. Es entspringt im Bereich der distalen Bandgrube des Fesselbeins und findet nach einer Zwischeninsertion an der axialen Fläche des Hufknorpels seinen Ansatz am Margo proximalis des Strahlbeins. Beide Bänder gehen dort ineinander über, nachdem sie vorher einen Schenkel an das Hufbein abgegeben haben. Mit dem Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband treten von proximal einzelne Aa. nutriciae proximales in das Strahlbein ein (WISSDORF et al. 2002).

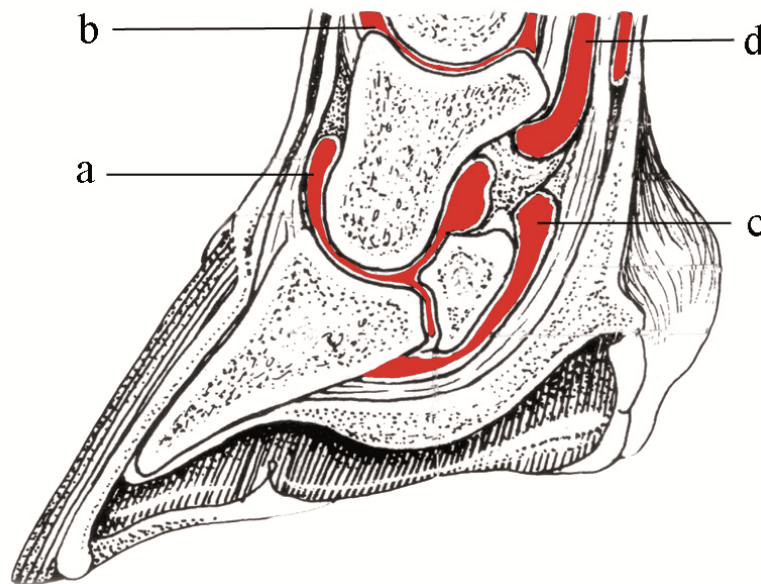
Das unpaare Strahlbein-Hufbeinband, Lig. sesamoideum distale impar, nimmt im Verlauf vom Margo ligamenti des Strahlbeins zum hinteren Rand der Hufbeinsohlenfläche an Breite



zu. Durch das Band treten dorsal gerichtet die Aa. nutriciae in die Zona intermedia des Margo distalis des Strahlbeines. Das Strahlbein-Hufbeinband verstärkt zum einen die Gelenkkapsel des Hufgelenkes distal und zum anderen trennt es den palmaren Anteil des Hufgelenkes von der Bursa podotrochlearis (WISSDORF et al. 2002).

### 2.3.2.3 Synoviale Einrichtungen

Das Hufgelenk, die Bursa podotrochlearis, der distale Anteil der gemeinsamen Fesselbeugeschnenscheide und das Krongelenk gehören zu den synovialen Einrichtungen im Huf (Abb.12).



*Abb. 12 schematische Darstellung der synovialen Einrichtungen im Huf  
modifiziert nach DYCE et al. (1997)*

*a) Hufgelenk b) Krongelenk c) Hufrollenschleimbeutel d) gemeinsame Beugeschnenscheide*

- **Hufgelenk**

Das Hufgelenk (Articulatio interphalangea distalis) gehört zu den Zehen(Finger)gelenken. Neben dem Hufbein und dem Kronbein beteiligt sich das Strahlbein an dem Hufgelenk, weshalb es sich um ein zusammengesetztes Gelenk handelt (BUDRAS et al. 1994). Hufbein und Strahlbein bilden die Gelenkgrube, während das Kronbein die sattelförmige Gelenkwalze des Hufgelenkes darstellt. Es ist ein unvollkommenes Wechselgelenk, da es neben Beugung und Streckung auch eine Seitwärtsbewegung bis zu 15% ermöglicht. Diese Funktion befähigt den Huf bei der Stützfunktion Unebenheiten des Bodens auszugleichen (NICKEL et al. 1992).

Das Gelenk bildet nach dorsal einen Recessus dorsalis, der sich unter der Strecksehne des gemeinsamen Zehenstreckers befindet und den Hornschuhrand um ca. 1-2 cm überragt. Der palmare Recessus, Recessus palmaris proximalis, gliedert sich in 3 Teile und reicht mit seinem mittleren Abschnitt bis an die proximale Kronbeinlehne. Seine seitlichen Anteile sind dem Hufknorpel benachbart und zeigen eine enge topographische Beziehung zur Bursa podotrochlearis. Der Rec. palmaris proximalis wird nur durch den elastischen Kronbeinschenkel der tiefen Beugesehne von dem distalen Endblindsack der Fesselbeugesehnenscheide getrennt. Nach distal verläuft die Gelenkkapsel zwischen einzelnen Faserbündeln des Ligamentum distale impar (WISSDORF et al. 2002).

- **Hufrollenschleimbeutel**

Der Hufrollenschleimbeutel (Bursa podotrochlearis) befindet sich auf der palmaren Seite des Strahlbeines unterhalb des Insertionsabschnitts der tiefen Beugesehne und dient als Gleitschutzvorrichtung. Die Bursa podotrochlearis bildet einen Recessus palmaris proximalis, dessen seitliche Ausbuchtungen bis in Höhe der Kronbeinlehne reichen, und den Hufgelenkkapselaussackungen dicht benachbart sind. Nach distal bildet sie ein Rec. palmaris distalis aus. Diese Ausbuchtung erstreckt sich bis zur Insertion der tiefen Beugesehne am Hufbein (WISSDORF et al. 2002). Proximal wird der Strahlbeinrand ca. 1 cm von der Bursa podotrochlearis überragt, distal reicht sie ca. 0,5 cm über den distalen Strahlbeinrand hinaus (HICKMANN 1989).

- **Krongelenk**

Das Krongelenk (Articulatio interphalangea proximalis) setzt sich aus der Kronbeingrube und der Fesselgelenkwalze zusammen. Die beiden Aussackungen des Krongelenkes, eine dorsale und eine palmare, ziehen nach proximal. Unter der gemeinsamen Strecksehne liegt der Recessus dorsalis (NICKEL et al. 1992).

- **Distale, gemeinsame Beugesehnenscheide**

Die distale gemeinsame Beugesehnenscheide bzw. Fesselbeugesehnenscheide ist der distale Anteil der Vagina synovialis communis m. flexorum (BUDRAS et al. 1994). Sie umgibt die beiden Beugesehnen ab dem Fesselgelenk nach distal. Sie umhüllt überwiegend die tiefe Beugesehne, schmiert dabei aber auch die gegenseitigen Gleitflächen der beiden Beugesehnen. Die Fesselbeugesehnenscheide reicht nach distal bis zum distalen Drittel des Kronbeines und ist der palmaren Ausbuchtung des Hufgelenkes benachbart (BUDRAS et al. 1994, WISSDORF et al. 2002).

## 2.4 Darstellung physiologischer Strukturen im magnetresonanztomographischen Bild

### 2.4.1 Allgemeines

Generell wird die Signalintensität der unterschiedlichen Gewebe in Graustufen auf dem magnetresonanztomographischen Bild dargestellt. Dabei wird ein hohes Signal (erhöhte Signalintensität) weiß abgebildet, während ein niedriges Signal (verringerte Signalintensität) sich schwarz zeigt (MURRAY 2002, WERPY et al. 2006, ZUBROD et al. 2007).

Grundsätzlich stellen sich Strukturen mit einem hohen Wassergehalt in einem T2w Bild hell dar, während in T1w Bildern Gewebe mit einem hohen Fettanteil hell erscheinen (ROSS und DYSON 2003, WERPY et al. 2006).

Die T1 Wichtung eignet sich vor allem, um anatomische Verhältnisse bzw. Details darzustellen (DENOIX et al. 1993, BUSONI et al. 2004, ZUBROD et al. 2007). Die T2 gewichteten Bilder zeigen einen höheren Kontrast. Pathologische Zustände können in Zusammenhang mit einem erhöhten Wassergehalt aufgezeigt werden (ROSS und DYSON 2003, ZUBROD et al. 2007).

Neben der Wichtung hängt die Darstellung der einzelnen Gewebe von der ausgewählten Sequenz ab. Aufgrund der Aufnahmezeit eignet sich in der Pferdemedizin die Gradientenecho-Sequenz. Eine 3 D-Aufnahmetechnik ermöglicht in einer kurzen Zeit relativ dünne Schichten. Nachteilig ist jedoch die hohe Empfindlichkeit gegenüber Artefakten (BOHNDORF 1992, ROSS und DYSON 2003, SCHNEIDER et al. 2003).

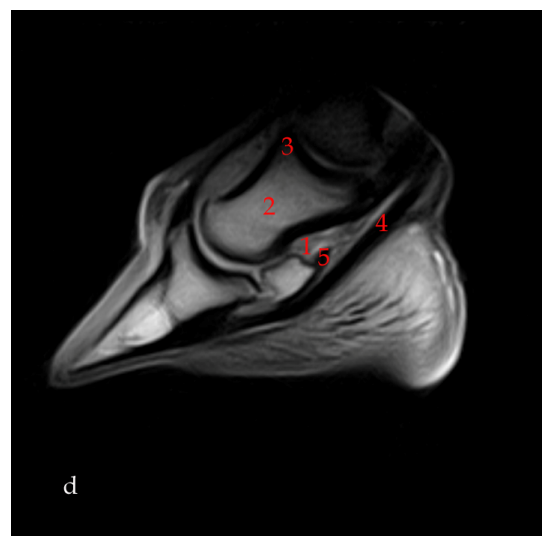
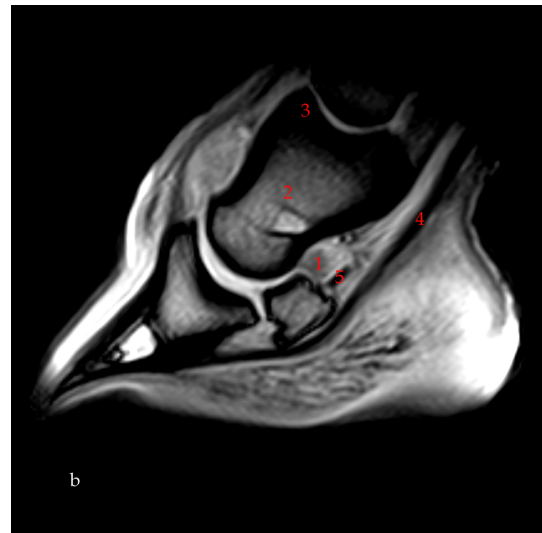
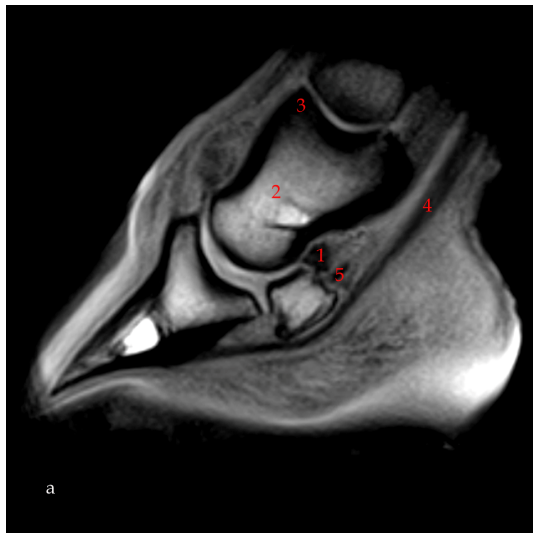
Bei T1w Bildern ruft Fett ein hohes und Wasser ein niedriges Signal hervor, so dass Knochenmark hell und die Synovia, die Knochenkortikalis sowie andere mineralisierten Strukturen dunkel erscheinen (KLEITER et al. 1999, ROSS und DYSON 2003).

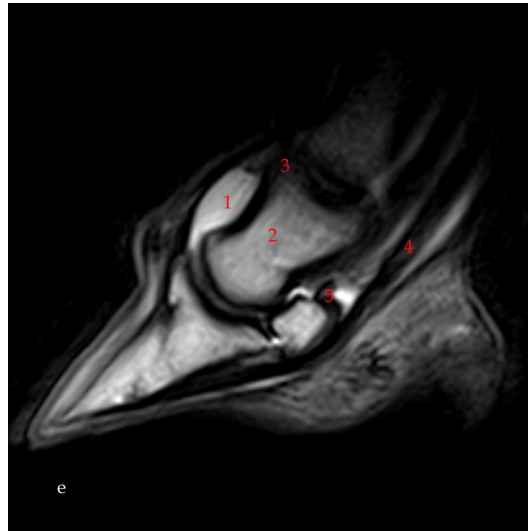
Auf T2w Bildern bewirkt Wasser ein hohes und Fett ein niedrigeres Signal. Aus diesem Grund erscheint die Synovia weiß, das Fett relativ hell und der Knorpel dunkel. In der STIR-Aufnahme wird das vom Fettgewebe ausgehende Signal unterdrückt, dadurch zeigt es sich auf den Bildern schwarz. Bei dieser Aufnahmetechnik stellen sich Knochen und physiologisches Weichteilgewebe signalarm dar, während Flüssigkeiten signalreich in Erscheinung treten. Die STIR-Sequenz weist, verglichen mit der Gradientenecho-Sequenz, eine längere Aufnahmezeit und ein niedrigeres Signal-zu-Rausch-Verhältnis auf. Dies führt zu einer verringerten Bildauflösung (WERPY et al. 2006).

Ein niedriges Signal in allen Wichtungen weist auf kompaktes, dichtes Gewebe wie Sehngewebe hin (BUSONI und SNAPS 2002, ROSS und DYSON 2003, MURRAY et al. 2006).

*Tabelle 1: Wichtungsabhängige Darstellung der verschiedenen Gewebe im MRT-Bild*

Gewebe	T1w Bild	T2w Bild	STIR Bild	FSE T2w Bild
Synovia	Dunkel	Weiß	Weiß	Weiß
Knochenspongiosa	Weiß	Hell	Dunkel	Hell
Knochenkortikalis	Schwarz	Schwarz	Schwarz	Schwarz
Sehnengewebe	Schwarz	Schwarz	Schwarz	Schwarz
Bänder	Dunkel	Dunkel	Schwarz	Schwarz





*Abb. 13 a-e Sagittalschnitte eines Hufes in fünf verschiedenen Wichtungen, Darstellung der physiologischen Verhältnisse der synovialen Einrichtungen (1), der Knochenspongiosa (2), der Knochenkortikalis (3), der Sehnen (4) und der Bänder (5); a) T1w GRE b) T2\*w GRE c) STIR FSE d) PDW SE e) FSE T2w*

#### 2.4.2 Sehnen und Bänder

Gesunde Sehnen zeigen im magnetresonanztomographischen Bild ein sehr niedriges Signal und erscheinen somit schwarz (ZUBROD und BARRETT 2007). Das liegt daran, dass Sehnen relativ zellfrei sind und überwiegend aus parallel angeordneten Kollagenfasern bestehen. Sie sind hochorganisierte Strukturen, die so gut wie keine Wassermoleküle enthalten. Demzufolge zeigen sie in allen Sequenzen typischerweise kein oder nur ein sehr geringes Signal (CRASS et al. 1992, KOTANI et al. 2000, BUSONI und SNAPS 2002, MURRAY et al. 2006b).

Eine klare Sehnenkontur wird als physiologisch angesehen, ebenso wie die Symmetrie beider Sehnenschenkel der tiefen Beugesehne im Querschnitt (MURRAY et al. 2006b).

Bänder haben generell eine gleichmäßige, niedrige Signalintensität. Im Vergleich zu Sehnen können sie jedoch in ihrer Signalintensität variieren, je nach dem, um welches Band es sich handelt, welche Sequenz benutzt wird und wie dicht die Kollagenbündel sind. Das Erscheinungsbild der Bänder im MRT kann auch von der Rasse des Pferdes, sowie durch die Nutzung des Tieres beeinflusst werden (ZUBROD et al. 2005).

#### 2.4.3 Kollateralbänder des Hufgelenkes

Das physiologische Kollateralband zeigt in der Magnetresonanztomographie über seine gesamte Länge ein gleichmäßiges niedriges Signal. Das Kollateralband hat eine klare Abgrenzung zu seiner Umgebung. Die Größe der Kollateralbänder des Hufgelenkes von beiden Vorderhufen kann variieren. Diese Asymmetrie kann physiologisch sein und kann sich

durch eine biomechanische Anpassung an eine unterschiedliche Gewichtsverteilung entwickeln, oder durch eine unterschiedliche Hufform bedingt sein. Das laterale Kollateralband ist bedeutend länger als das mediale Kollateralband (DYSON 2011).

#### **2.4.4 Indikationen für die magnetresonanztomographische Untersuchung des Hufes**

Indikationen für die Magnetresonanztomographie ist die bildliche Darstellung von Knochen- und Weichteilstrukturen im Huf des Pferdes. Pferde, deren Lahmheiten mit Hilfe von diagnostischen Anästhesien, TPA, MPA und HGA im Huf lokalisiert wurden, sowie fragliche Befunde, die mit Hilfe anderer bildgebender Verfahren, wie Röntgen, Ultraschall oder Szintigraphie erhoben wurden und weiter verifiziert werden sollen (DYSON et al. 2002, SCHNEIDER 2005, SILL 2007, STEENBUCK 2008, SMITH und AVELLA 2008, DAKIN et al. 2009a).

### **2.5 Darstellung pathologischer Veränderungen im magnetresonanztomographischen Bild**

#### **2.5.1 Allgemeines**

Die Magnetresonanztomographie ist ein sensitives Verfahren, das bereits in frühen Stadien eine Darstellung und Diagnose verschiedener Krankheiten ermöglicht (MEHL et al. 1998, SCHRAMME et al. 2002, SCHNEIDER et al. 2005).

Durch Läsionen der unterschiedlichen Gewebe ändern sich deren Zusammensetzung und damit auch die typischen Relaxationszeiten. Das führt dazu, dass sich die betroffenen Gewebe im MRT-Bild anders darstellen als im physiologischen Zustand. Grund für diese Veränderungen der Signalintensität der Gewebe sind deren Veränderungen in der biochemischen Anordnung oder der Wasserzusammensetzung (KRAFT und GAVIN 2001).

T2w Sequenzen eignen sich aufgrund der signalreichen Darstellung von Flüssigkeiten sehr gut zur Diagnostik von pathologischen Vorgängen. Bei Prozessen, die mit Entzündung einhergehen, entsteht ein höherer Wassergehalt im Gewebe, der das magnetresonanztomographische Signal erhöht. Dies führt zu einer deutlichen Abgrenzbarkeit zum gesunden Gewebe (CRASS et al. 1992). Um eine pathologische Veränderung sicher zu bestimmen, muss sie sich in zwei verschiedenen Schnittebenen darstellen lassen (MAIR und KINNS 2005, MURRAY et al. 2006a).

### 2.5.2 Knochen

Die Magnetresonanztomographie wurde in den letzten 2 Jahrzehnten in der Humanmedizin genutzt, um okkulte traumatische und andere Knochenveränderungen zu diagnostizieren. Seitdem dieses Verfahren für die Veterinärmedizin zur Verfügung steht, wird es auch hier genutzt, um Knochenveränderungen darzustellen, die röntgenologisch nicht auszumachen sind (ZUBROD et al. 2004). Dabei bewirken knöcherne Läsionen in Form von Sklerosis und trabekulärem Remodelling hypointense (dunkle) Zonen in der üblicherweise hyperintensiven (hellen) Spongiosa in den T1w, T2w und STIR Sequenzen (KLEITER et al. 1999, TUCKER und SANDE 2001, BUSONI et al. 2004, DYSON et al. 2004, BUSONI et al. 2005). Knochen, der sklerosiert ist, zeigt sich im MRT-Bild dunkel, während sich Knochenmark aufgrund seines hohen Fettgehaltes hell darstellt (KLEITER et al. 1999, TAPPREST et al. 2003, BUSONI et al. 2005). Läsionen der Kompakta zeigen sich nur dann, wenn es zu Zusammenhangstrennungen (Frakturen oder Fissuren) oder rarefizierenden Prozessen (Tumoren oder zystoide Prozesse) kommt. Dann erscheinen sie hell.

Um Knochenveränderungen aufzuzeigen, eignet sich die STIR-Sequenz besonders gut, denn sie gibt aufgrund der Fettunterdrückung den besten Kontrast und Informationen über den Zustand des Knochenmarks. In der Humanmedizin wird sie als Suchsequenz für Frakturläsionen genutzt, weil sie eine hohe Sensibilität gegenüber Knochenmarksödemen hat (HERBER et al. 2000). Frakturen zeigen sich durch eine veränderte Knochenlinie und –struktur und erscheinen in T2w Bildern eventuell mit einem erhöhten Signal. Damit dieses erhöhte Signal sicher ausgewertet werden kann, müssen die Bilder jedoch mit einer fettunterdrückenden Sequenz verglichen werden (ROSS und DYSON 2003, DYSON und MURRAY 2004).

BUSONI (2004) berichtet von zwei unterschiedlichen Mustern von Knochensignalen. Ein in T1w Bildern erscheinendes erniedrigtes Signal sowie in FSE T2w Bildern erhöhtes Signal ist Ausdruck für ein Ödem. Ein erniedrigtes Signal in allen Sequenzen ist ein Zeichen für verstärkte Mineralisation. Mit einer Studie in Bezug auf die Kollateralbänder des Hufgelenkes und der damit zusammenhängenden Knochenveränderung bestätigen DYSON et al. (2004) dieses Resultat.

### 2.5.3 Sehnen und Bänder

Insbesondere in den T2w Sequenzen kommt es bei akuten und subakuten Läsionen in Sehnen und Bändern zu gut darstellbaren Arealen mit erhöhter Signalintensität im magnetresonanztomographischen Bild, da diese Läsionen Entzündungsflüssigkeit, Blut und zelluläre Infiltrate enthalten und damit einen gesteigerten Wassergehalt aufweisen (DENOIX 1994, TUCKER und SANDE 2001, MURRAY et al. 2004, BUSONI et al. 2005, MAIR und KINNS 2005, ZUBROD et al. 2005, MURRAY et al. 2006b). Beim Abklingen der



Entzündung nimmt auch das MR-Signal in den betroffenen Läsionen wieder ab (DENOIX 1994b, MAIR und KINNS 2005).

Die Läsionen der Bänder können an der Insertion am Knochen sowie am Band selbst auftreten. ZUBROD und BARRETT (2007) beschreiben für die Kollateralbänder des Hufgelenkes neben Veränderungen der SI auch Abweichungen von der Größe und Kontur der Bänder. MR-Befunde von Sehnen und Bändern korrelieren gut mit dem entsprechenden histologischen Bild (ZUBROD und BARRETT 2007, STEENBUCK 2008).

Bei akuten Verletzungen von Bändern und Sehnen kommt es aufgrund der Einlagerung von Flüssigkeit und Entzündungszellen häufig zu einer Vergrößerung dieser Strukturen. Auch chronisch erkrankte Bänder und Sehnen sind häufig, bedingt durch Narbengewebe, verdickt. Die Veränderung der SI in Bändern und Sehnen zeigt nicht nur an, dass eine Verletzung vorliegt, sondern auch, um welche Art der Verletzung es sich handelt und wie lange sie besteht. Bei akut verletztem Bandgewebe kommt es aufgrund der erhöhten Flüssigkeit zu einer erhöhten SI in STIR, PDWS und T2w Sequenzen. Durch Heilungsprozesse nimmt das Narbengewebe zu und hat eine SI die zwischen erhöhtem und erniedrigtem Signal liegt. Manchmal kommt es aufgrund erneuter Verletzung zu kleinen Synovialtaschen in den Bändern und Sehnen, die flüssigkeitsgefüllt sind und wiederum eine erhöhte SI zeigen. Mineralisation zeigt sich ebenfalls in einer intermediären SI (ZUBROD und BARRETT 2007, MURRAY und DYSON 2007).

#### **2.5.4    Kollateralbänder des Hufgelenkes**

Akute Verletzungen der Kollateralbänder des Hufgelenkes sind gekennzeichnet durch eine Signalverstärkung in allen Bildsequenzen. Es ist außerdem sowohl eine Schwellung des Bandes als auch des umgebenden Weichteilgewebes sichtbar. Chronische Bandveränderungen hingegen zeigen ein erhöhtes oder uneinheitlich erhöhtes Signal, das manchmal nur in GE T1w oder GE T2w Bildern sichtbar wird. Bei Läsionen des Bandes, die nur im GE T1w festgestellt werden, kann es sich um chronische oder degenerative Veränderungen handeln.

Das mediale Kollateralband ist häufiger verletzt als das laterale Kollateralband des Hufgelenkes, dennoch können beide Bänder gleichzeitig betroffen sein.

Läsionen der Kollateralbänder können von endostalen oder periostalen Reaktionen der Knochen am Ursprung bzw. an der Insertion begleitet werden. Es kommen sowohl knöcherne Reaktionen am Ursprung des Kronbeines als auch am Ansatz des Hufbeines vor. Häufiger werden knöcherne Reaktionen des Bandes am Hufbeinansatz festgestellt (DYSON und MURRAY 2004, DAKIN et al. 2009a, DYSON und MURRAY 2011). Es kann vorkommen, dass knöcherne Reaktionen am Knochenansatz gefunden werden, ohne dass das Band selber eine Läsion aufweist.



Des Weiteren kann es im Zusammenhang mit Kollateralbandschäden des Hufgelenkes häufig zu deutlichen Ossifikationen der Hufknorpel kommen (MAIR und SHERLOCK 2008).

Die Beurteilung der Kollateralbänder insbesondere des lateralen, bedarf einer vorsichtigen Interpretation, wenn das Hauptmagnetfeld im rechten Winkel zur Längsachse des Beines verläuft. Es kann eventuell zu Signalverstärkungen des Kollateralbandes im GE T1w und GE T2w sowie PDW Sequenzen kommen. Diese Signalverstärkungen sind Artefakte und entstehen durch den Magic Angle Effect. Das laterale Kollateralband ist empfindlicher für dieses Artefakt. Dieses Band verläuft in einem etwas spitzeren Winkel. Durch die Abduktion der Gliedmaße bei der Untersuchung im Stehen kann dieser Effekt verstärkt werden. Es wird ein Magic Angle Effect auch für die Hochfeldmagneten beschrieben. Das Artefakt zeigt sich dann auf Höhe des Kollateralbandursprungs. Es bedarf einer sorgsamen Interpretation der MRT Bilder bezüglich der Kollateralbänder sowohl im Hochfeld als auch im Niederfeldmagneten (WERPY et al. 2009, DYSON und MURRAY 2011). Unterschiedliche Größen der Kollateralbänder können ebenfalls ein Resultat schlechter Positionierung des Hufes im Magneten sein. Ein Band erscheint dadurch größer als das andere (DYSON und MURRAY 2004).

## **2.6 Aufbau von Bändern und Sehnen**

- **Funktion**

Bänder (Ligamenta) sind sehnenähnliche, derbe Bindegewebszüge, die Knochen untereinander zum Zweck einer besseren Stabilität, insbesondere an den Gelenken, verbinden. Während die Sehnen Muskelkräfte auf das Skelett übertragen und damit Bewegung ermöglichen, bieten Bänder einen passiven Bewegungswiderstand. Bänder werden von vielen Kräften aus unterschiedlichen Richtung beansprucht, abhängig von der Beweglichkeit des jeweiligen Gelenks (DAHLGREN 2007).

- **Anatomie**

Sehnen und Bänder gehören zum parallelfaserigen Bindegewebe, welches durch eine Bündelung der Fasern in eine vorherrschende Richtung gekennzeichnet ist. Dabei handelt es sich zum großen Teil um parallelfaserige Kollagenfasern, die netzartig von einigen elastischen Fasern umgeben werden (LIEBICH 1993). Während die Kollagenfasern im Sehnengewebe in einem strengen parallelen Muster angeordnet sind, sind sie im Bandgewebe mehr wahllos arrangiert und zeigen weniger Querverbindungen, um sich multiaxialen Bewegungen anzupassen (DAHLGREN 2007).

Band- und Sehnengewebe setzen sich aus zellulären Bestandteilen wie den Tendinozyten und Fibrozyten und wenigen Fibroblasten sowie der Grundsubstanz zusammen (LIEBICH 1993, KHAN et al. 1999). Dabei treten die zellulären Bestandteile (Tendinozyten) zugunsten der kollagenen und elastischen Fasern mengenmäßig in den Hintergrund. Die Tendinozyten liegen spindelförmig zwischen den parallel angeordneten Kollagenfasern (LIEBICH 1993, SMITH 2005, DAHLGREN 2007).

Die Grundsubstanz unterteilt sich in die fibrillären Bestandteile (Kollagen und Elastin) und die interfibrillären vernetzende Proteoglykanen und Glykosaminoglykanen (SCHMIDT 1991, LIEBICH 1993, DAHLGREN 2007). Obwohl der Gehalt an Elastin nur 1-2% des Trockengewichtes eines Bandes oder einer Sehne beträgt, ist dies ein wichtiger Beitrag für die Elastizität des Gewebes. Während gesunde Bänder und Sehnen einen Wassergehalt von 65-70% aufweisen, ist der Gehalt an Proteoglykanen weniger als 5% des Trockengewichtes eines Bandes oder einer Sehne. Dennoch sind diese für die Zell zu Zell und Zell zu Matrix Interaktionen von Bedeutung.

In der Trockensubstanz gesunder Sehnen und Bänder liegt der Kollagenanteil über 80%. Sehnen weisen einen Anteil von mehr als 95% Kollagen vom Typ I aus, bei Bändern liegt dieser Anteil bei ungefähr 85%. Kollagen Typ I zeichnet sich durch eine hohe Zugfestigkeit und hohe Spannkraft aus. Der Rest des Kollagens besteht hauptsächlich aus Kollagen Typ III sowie einem geringen Anteil an anderen Kollagentypen. Bänder weisen einen etwas niedrigeren Gesamtkollagengehalt auf mit einem höheren Verhältnis von Kollagen Typ III und einem höheren Gehalt an Glycosaminoglycanen (GAG). Die Fibroblasten in Bändern zeigen sich histologisch größer und rundlicher als im Sehnengewebe (LIEBICH 1993, SMITH 2005, DAHLGREN 2007).

## **2.7      Erkrankungen der Bänder**

### **2.7.1      Definition der Banderkrankung (Desmitis)**

Verletzungen von Bändern können in zwei Kategorien eingeteilt werden. Zum einen in Verletzungen, die durch äußerlichen Einfluss entstanden sind und zum anderen in Verletzungen bedingt durch Trauma von innen. Die Schäden an Bändern durch äußerlichen Einfluss entstehen häufig durch scharfe Gegenstände oder traumatische Ereignisse, bei denen das Bandgewebe direkt beschädigt wird. Intrinsische Schäden werden vorwiegend durch degenerative Veränderungen im Band selbst verursacht (DAHLGREN 2007).

### 2.7.2 Ätiologie und Pathogenese

In der Pferdemedizin kommen hauptsächlich degenerativen Bänderkrankungen vor. Wenn durch Belastung die Grenze der Dehnbarkeit eines Bandes überstiegen wird oder immer wiederkehrende Kräfte die extrazelluläre Matrix in einem Maße schädigen, dass die Tendinozyten die Reparatur des Gewebes nicht mehr aufrecht erhalten können, kommt es durch Häufung der Schäden zu klinisch offensichtlichen Zeichen.

Dazu kommt, dass, falls sich die Fibroblasten in Sehnen- und Bändern nicht genügend an den mechanischen Stress adaptieren können, es zu einem Ungleichgewicht zwischen Matrixdegeneration und Synthese kommt. Daraus resultieren dann klinische Anzeichen von Bandverletzungen.

Die ursächlichen Faktoren für Sehnen- und Bänderkrankungen sind vielfältig. Mechanische Einflüsse spielen oft eine zentrale Rolle, aber auch eine Hyperthermie im Band oder der Sehne selber, sowie geringer Blutfluss und dadurch bedingte Hypoxie und Produktion freier Radikale während der Belastung, zählen zu den auslösenden Faktoren. Die genaue Pathogenese von Sehnen- und Bänderkrankungen ist ein dynamischer und komplexer Prozess. Es wird davon ausgegangen, dass entweder wiederkehrende Mikrotraumen zu einer Anhäufung und damit zu einem Schaden im Sehnen oder Bandgewebe führen oder dass eine einzige akute Überlastung die Ursache für eine Verletzung des Gewebes ist (DAHLGREN 2007).

### 2.7.3 Heilung von Bänderkrankungen

Für die Heilung von Bändern und Sehnen werden drei Phasen beschrieben. In der ersten Phase, der Entzündungsphase, kommt es unmittelbar nach der Schädigung von Fasern oder Faserbündeln zu Rissen von kleinen Blutgefäßen und damit zu Blutungen, Ödemen, Exsudation und Infiltration von Leukozyten. Diese Phase dauert ca. 10 Tage (STASHAK 1989, KADER et al. 2002, ROSS und DYSON 2003, DAHLGREN 2007).

An die Entzündungsphase schließt sich die proliferative Phase an, die nach ca. 3-4 Wochen ihren Höhepunkt erreicht. In dieser Phase kommt es zu Gefäßeinsprossungen und zur Bildung von Granulationsgewebe. Fibroblasten wandern in das veränderte Gewebegebiet ein und werden von Tendinozyten, die sich zu aktiven Fibroblasten umwandeln, unterstützt. Die Fibroblasten produzieren zufällig angeordnetes Kollagen, vorwiegend Kollagen vom Typ III. Dieses Narbengewebe ist schwächer als das gesunde Gewebe.

Die Reifungsphase folgt als dritte Phase der Heilung, in der sich die Fibroblasten und Kollagenfasern unter dem formativen Reiz der Zugbelastung allmählich in Längsrichtung ordnen. Über die Zeitspanne dieser Phase werden von unterschiedlichen Autoren verschiedene Zeitangaben gemacht. STASHAK (1989) nennt einen Zeitraum von der dritten Woche bis zu vier Monaten nach der Verletzung. KADER et al. (2002) vertreten die Ansicht

eines Heilungszeitraumes von der dritten Woche bis zu einem Jahr und ROSS und DYSON (2003) meinen, dass die Phase mehrere Monate nach der Verletzung beginnt und bis zu 15 Monate andauert. DAHLGREN (2007) gibt einen Zeitraum vom sechsten Monat nach der Verletzung bis zu zwölf Monaten an. In den angegebenen Zeitspannen wird das ursprünglich synthetisierte Kollagen vom Typ III in Typ I Kollagen umgewandelt.

Zwölf Monate nach der Verletzung sind die Band- und Sehnenerkrankungen geheilt, erreichen aber nicht die Elastizität des ursprünglichen Gewebes (DAHLGREN 2007).

#### **2.7.4 Pathologisch-Histologische Veränderungen der Kollateralbänder des Hufgelenkes**

DYSON et al. (2008) stellen die Hypothese auf, dass ein verändertes Signal und veränderte Weichteilkontur im MRT Bild eine Gewebsveränderung bedeuten, die histologisch nachgewiesen werden kann. Magnetresonanztomographische, pathologische sowie histopathologische Untersuchungen wurden durchgeführt und bestätigten, dass Hochfeld-MRT eine sinnvolle und zuverlässige Methode ist, um Läsionen der Kollateralbänder des Hufgelenkes festzustellen. Läsionen der Kollateralbänder waren charakterisiert durch großflächige knorpelige Metaplasien, Fissuren und Kollagendegenerationen.

Die in veränderten Kollateralbändern gefundenen Läsionen waren hauptsächlich degenerativ und ähnlich denen der menschlichen „posterior tendon insufficiency“. In dieser Studie waren 14 Kollateralbänder im MRT unauffällig, wiesen aber histopathologische Veränderungen auf. Der Grund dafür ist unklar.

#### **2.7.5 Therapie und Behandlung von Kollateralbandschäden des Hufgelenkes**

DAKIN et al. berichten 2009b über eine Langzeitstudie von Pferden mit Kollateralbandschäden des Hufgelenkes, die mit fokussierter und nicht fokussierter Stoßwellentherapie behandelt wurden. Das Ergebnis der Studie konnte keinen Effekt beider Therapiemethoden feststellen. Des Weiteren wird von den Autoren Boxenruhe und kontrollierte Schrittbewegung über 6 Monate beschrieben, sowie Hufgelenksinjektionen mit Hyaluronsäure und 10 mg Triamcinolon und systemische Infusionen mit Tiludronat.

Ein korrekter Beschlag mit einer guten Zehenachse sowie einer Balance zwischen medial und lateral wird empfohlen (MITCHELL et al. 2006). Andere Autoren bevorzugen einen Beschlag mit einem verbreiterten Schenkel des Eisens dort, wo der Kollateralbandschaden festgestellt wurde (ALLEN 2007). JEAN MARIE DENOIX empfiehlt einen Beschlag ebenfalls mit einem verbreiterten Schenkel des Eisens auf der erkrankten Seite und einem nach innen bodeneng geränderten Schenkel auf der gesunden Seite des Hufes (Bonn 2010).

## **2.8 Lahmheitsuntersuchung beim Pferd**

### **2.8.1 Untersuchung des Bewegungsapparates**

#### **2.8.1.1 Adspektion und Palpation**

Nach einer gründlichen Anamnese erfolgt eine gründliche Adspektion der Pferde hinsichtlich ihrer Stellung sowie sonstiger Auffälligkeiten. Die Untersuchung sollte in einem ruhigen Umfeld erfolgen. Die Pferde sollten auf ebenem Boden stehen und alle vier Gliedmaßen gleichmäßig belasten. Dabei ist auf die Symmetrie und Körperhaltung zu achten. Es sollte stets zwischen der linken und rechten Gliedmaße verglichen werden (ROSS und DYSON 2003).

Die Palpation sollte jede Gliedmaße sowie Hals, Rücken und Beckenregion umfassen. Die Extremitäten werden sowohl unter Gewichtsbelastung als auch am aufgehobenen Bein palpiert. Dabei können Entzündungsanzeichen wie Wärme, Schwellung und Schmerz festgestellt werden (ROSS 2003). Die Palpation des Hufes erfolgt mit Hilfe einer Hufzange (DIETZ und HUSKAMP 2006).

#### **2.8.1.2 Vorführen im Schritt und Trab auf der Geraden**

Das zu untersuchende Pferd wird erst im Schritt und anschließend im Trab auf hartem Untergrund vorgeführt. Im Schritt können Schrittlänge und Hufbelastung einfacher beurteilt werden. Der Trab ist für die Lokalisation der lahrenden Extremität hilfreich (ROSS und DYSON 2003).

#### **2.8.1.3 Vorführen im Trab auf dem harten Zirkel**

Lahmheiten werden häufig auf einem ebenen harten Zirkel bewertet. Diese Untersuchungsmethode bietet maximale Erschütterung und ist nützlich, um auch geringgradige Lahmheiten festzustellen. Es kommt dabei neben Zug- und Druckkräften zu zusätzlichen Kräften wie Drehbeanspruchung und Biegung. Dabei sollten geringgradige Lahmheiten speziell auf gebogener Linie nicht überinterpretiert werden, da viele gesunde und erfolgreiche Sportpferde unter Umständen eine geringgradige Lahmheit auf dem harten Zirkel zeigen können (ROSS und DYSON 2003). Die Untersuchungsmethode wird kontrovers diskutiert. Ihre Gegner machen geltend, dass Pferde im normalen Gebrauch nicht auf dem harten Zirkel traben, und dass das Verletzungsrisiko durch Ausgleiten zu hoch sei (DIETZ und HUSKAMP 2006).

#### **2.8.1.4 Vorführen auf dem weichen Zirkel**

Pferde werden in der Regel auf weichem Untergrund gearbeitet und sollten deshalb auch auf diesem untersucht werden. Sie sollten sich dabei gleichmäßig weder zu schnell noch zu langsam bewegen. Die Longierleine sollte nicht zu stramm gehalten werden, damit das Pferd die Möglichkeit hat, seinen Kopf und Hals frei zu bewegen. Die Untersuchung erfolgt sowohl auf der linken als auch auf der rechten Hand (ROSS und DYSON 2003).

#### **2.8.1.5 Beugeproben**

Die Beugeproben dienen dazu, bestehende Lahmheiten zu verdeutlichen oder Lahmheiten überhaupt erst auszulösen. Die Beugeproben können sowohl auf die Gelenkstrukturen als auch auf das umliegende Weichteilgewebe Schmerz induzieren. Als eine positive Beugeprobe wird eine Reaktion gewertet, bei der das Pferd mehr als die ersten drei bis fünf Schritte nach dem Antraben lahm bleibt. Dabei sollte eine Beugeprobe immer mit gleicher Kraft (100-150 N) und über den gleichen Zeitraum erfolgen (ca. 45-60 Sekunden). Ein Vergleich mit der kontralateralen Gliedmaße erscheint zur Bewertung sinnvoll (ROSS und DYSON 2003, DIETZ und HUSKAMP 2006).

### **2.9 Diagnostische Anästhesien**

Über die vergangenen zwei Jahrzehnte haben sich die diagnostischen Anästhesien als eines der wertvollsten diagnostischen Mittel in der Pferdemedizin bewiesen, um die Lokalisation von Lahmheitsursachen zu bestimmen. Voraussetzung sind ausreichende anatomische Kenntnisse, eine adäquate technische Durchführung und eine gewisse klinische Erfahrung (ROSS und DYSON 2003).

Bei der Leitungsanästhesie werden ein Nerv oder mehrere Nerven, die ein bestimmtes Gebiet innervieren, durch perineurale Injektion eines Lokalanästhetikums ausgeschaltet. Die Methode kann nur angewandt werden, wenn es sich um Nerven mit konstanter und gut erreichbarer Lokalisation handelt und keine Faszien zwischen Nerv und dem Lokalanästhetikum liegen. Lahmt ein Pferd nach einer Leitungsanästhesie nicht mehr, ist dies ein Hinweis, dass die Ursache des Schmerzes in dem betäubten Gebiet liegt. Bei hochgradigen Lahmheiten, bedingt durch Knochenfrakturen- oder fissionen sowie starken degenerativen Prozessen der Beugesehnen ist eine Leitungsanästhesie kontraindiziert (DIETZ und HUSKAMP 2006).

In manchen Fällen kann die Aussage von Leitungsanästhesien unzuverlässig ausfallen. Dies ist der Fall, wenn es sich um sehr schmerzhaft oder septische Prozesse handelt. Ein Wirkungsverlust des Lokalanästhetikums sowie eine nicht korrekt durchgeführte Injektion können unter Umständen zu einem falsch negativen Ergebnis führen, so dass die Ursache der

Lahmheit zwar im Einzugsbereich des anästhesierten Nervs liegt, die Betäubung aber keine Lahmfreiheit erreicht hat. Sind mehrere Strukturen an der Lahmheitsursache beteiligt, kann nur mit Hilfe der diagnostischen Anästhesien bestimmt werden, welcher Bereich in welchem Ausmaß an der Lahmheit beteiligt ist (STASHAK 1989).

## **2.9.1 Leitungsanästhesien**

### **2.9.1.1 Tiefe Palmarnervenanästhesie (TPA)**

Diese Anästhesie im Bereich der Fesselbeuge ist hauptsächlich eine diagnostische Hilfe um pathologische Zustände im palmaren bzw. plantaren Bereich der Zehe festzustellen. Dazu gehören vor allem die Podotrochlose Erkrankung und andere Hufbeinveränderungen. Der mediale und laterale Nervus digitalis palmaris ist palpierbar. Es werden ca. 2 ml eines Lokalanästhetikums genau proximal des Hufknorpels injiziert, dabei bleibt die dorsale und seitliche Kronhaut weiterhin schmerzempfindlich. Wird eine zu große Menge des Anästhetikums verwendet, werden die Rr. dorsales mit betäubt, so dass der diagnostische Wert bezüglich des hinteren Bereichs der Zehe verloren geht (WISSDORF et al. 1998, DIETZ und HUSKAMP 2006).

SCHUMACHER et al. empfehlen 2009 eine Menge von 1,5 ml Mepivacainhaltigen Lokalanästhetikums um die palmaren Digitalnerven zu anästhesieren. Sie sind der Ansicht, dass größere Mengen eines Lokalanästhetikums Äste der palmaren Digitalnerven mit betäuben können, die das Krongelenk innervieren. Des Weiteren sollte die Beurteilung der Anästhesie möglichst schnell erfolgen, d. h. in einem Zeitraum von 5 bis 15 Minuten, da es nach Leitungsanästhesien und Injektion in synoviale Strukturen durch Diffusion des Lokalanästhetikums zu einer Betäubung unbeabsichtigter Strukturen kommen kann.

### **2.9.1.2 Mittlere Palmarnervenanästhesie (MPA)**

Bei dieser Anästhesie handelt es sich um die Betäubung der Nn. digitalis palmaris/plantaris in Höhe des Fesselgelenks. Medio- und lateropalmar auf Höhe der Sesambeine sind der Nerv und die dazugehörigen Blutgefäße palpierbar. Dort werden jeweils ca. 5 ml subkutan injiziert. Erreicht wird dadurch eine Anästhesie vom Huf bis hinauf zum Fesselgelenk, wobei das Fesselgelenk und die Gleichbeine in der Regel nicht vollständig betäubt werden (DIETZ und HUSKAMP 2006).

Andere Autoren empfehlen eine Menge von jeweils nur 2,5 ml eines Lokalanästhetikums pro Nerv und eine distale Stichrichtung, um eine mögliche Betäubung des Fesselgelenkes zu vermeiden (SCHUMACHER et al. 2009).



## **2.9.2      Anästhesie synovialer Einrichtungen**

### **2.9.2.1    Hufgelenksanästhesie (HGA)**

Es bedarf wie bei jeder Gelenksinjektion einer streng aseptischen Vorgehensweise. Das Hufgelenk kann an der dorsalen Fläche gut punktiert werden, etwa 1-1,5 cm proximal des Kronrandes und ca. 1- 1,5 cm lateral oder medial der Hufmedianen. Es sollte eine Menge von 5-10 ml eines Lokalanästhetikums injiziert werden (STASHAK 1989, WISSDORF et al. 1998, DIETZ und HUSKAMP 2006).

Eine positive Hufgelenksanästhesie muss nicht zwangsläufig bedeuten, dass die Schmerzursache nur von dem Gelenk verursacht wird. Es können auch Strukturen in der Gelenksumgebung daran beteiligt sein (DIETZ und HUSKAMP 2006).

Es wird nach einer Injektion von Mepivacain in das Hufgelenk neben einer Anästhesie des Hufgelenkes auch von einer Betäubung der Bursa podotrochlearis, des Strahlbeines, der tiefen Beugesehne im Hufbereich und die Sohle im Zehenspitzenbereich berichtet. Bei Injektionsmengen von 10 ml in das Hufgelenk kommt es zudem zur Desensibilisierung der Ballenregion und der Sohle (SCHUMACHER et al. 2009).

### **2.9.3      Hufrollensyndrom/Palmar Foot Syndrom**

Das Hufrollensyndrom ist ein Ausdruck für Schmerzen, die im Huf lokalisiert sind. Dieser Schmerz wird durch Lokalanästhesien wie TPA, MPA, HGA oder die lokale Betäubung der Bursa podotrochlearis ausgeschaltet. Erkrankungen des Hufrollenapparates wie Strahlbein, tiefe Beugesehne und Bursa podotrochlearis, fallen ebenso unter das Hufrollensyndrom wie Erkrankungen anderer Strukturen im Huf. Dazu gehören Läsionen der Kollateralbänder des Hufgelenkes, Läsionen des Ligamentum distale impar und anderer Bänder. Hufgelenkserkrankungen, knöcherne Veränderungen im Huf- und Kronbein sowie Läsionen der Gleichbeinbänder in der Fesselbeuge sind ebenfalls betroffen und gehören dazu (DYSON et al. 2002, DYSON 2004, SCHRAMME et al. 2005, BLUNDEN et al. 2006, SMITH 2008, SAMPSON et al. 2008).

Die Bezeichnung Hufrollensyndrom hat mit der Einführung, und vor allem durch die regelmäßige Anwendung der Magnetresonanztomographie am Huf, eine neue Bedeutung erfahren. Die Möglichkeit den Huf durch dreidimensionale Schnitte bildlich darzustellen, und somit alle Strukturen im Huf sowie deren pathologische Veränderungen festzustellen, lässt den Begriff Hufrollensyndrom nicht länger als brauchbaren Begriff zu. Vielmehr erlaubt die Magnetresonanztomographie des Hufes eine definitive Diagnose bzw. Diagnosen, wenn mehrere Strukturen betroffen sind, die dem Hufrollensyndrom zugeordnet werden können. Zu diesen Strukturen gehören alle Veränderungen des Strahlbeines, Desmitis der Kollateralbänder des Hufgelenks, Tendinitis der tiefen Beugesehne, Desmitis des



Ligamentum distal impar, Desmitis der distalen Sohlenbinde, Synovitis des Hufgelenks, Synovitis der Bursa podotrochlearis und zystoide Veränderungen im Kronbein und die Sohlenlederhaut (RIJKENHUIZEN 2006, SCHUMACHER et al. 2009).

### **3      Tiere, Material und Methode**

#### **3.1      Tiere**

Das Patientengut dieser Untersuchung stammt aus der Tierärztlichen Klinik für Pferde in Bargteheide. Im Zeitraum von Januar 2005 bis Dezember 2009 wurden 1000 Pferde aufgrund einer Vorderhandlahmheit magnetresonanztomographisch untersucht.

Für diese Arbeit wurden von allen untersuchten Pferden diejenigen ausgewählt, bei denen magnetresonanztomographisch ein deutlich verändertes Signal nur im Bereich der Kollateralbänder des Hufgelenkes festgestellt wurde. Der zu untersuchende Bereich umfasste die Kollateralbänder selber, sowie ihre Ursprungsbereiche am Kronbein und ihre Ansätze am Hufbein. Das veränderte Signal musste im FSE T2 axial und frontal nachgewiesen werden. Im Bereich der Ursprünge und Ansätze am Knochen konnte das veränderte Signal auch im GE T1w, GE T2\*w oder in der STIR Sequenz nachgewiesen werden.

Das Patientengut bestand aus Warmblutpferden unterschiedlicher Rassen, sowie Kleinpferden, Vollblütern und Islandpferden. Die Nutzung der Pferde war unterschiedlich, hauptsächlich handelte es sich um Spring- und Dressurpferde, sowie um Freizeitpferde oder anders genutzte Pferde. Wallache und Hengste wurden in einer Gruppe erfasst, da es sich nicht um Deckhengste handelte. 69 Vorderhufe wurden in die Auswertung einbezogen.

In die Kontrollgruppe wurden Vorderhufe von Pferden einbezogen, die zum Zeitpunkt der Lahmheits- und magnetresonanztomographischen Untersuchung keine Lahmheit auf der Geraden, dem harten und weichen Zirkel zeigten. Die Beugeproben waren zum Zeitpunkt der Untersuchungen negativ. Adspektorisch und palpatorisch wurde keine Füllung des Hufgelenkes festgestellt. Es wurden Warmblutpferde unterschiedlicher Rassen, sowie Kleinpferde, Rennpferde und Islandpferde ausgewählt, die im Dressur-, Spring- und Rennsport genutzt wurden, des weiteren Freizeit- und Zuchtpferde. Wallache und Hengste wurden in einer Gruppe erfasst, da es sich nicht um Deckhengste handelte. Die Gruppe bestand aus 14 Warmblütern, 8 Kleinpferden sowie einem Traber. Davon waren 9 weibliche und 13 männliche Patienten. 23 Vorderhufe wurden in die Auswertung einbezogen. Die Pferde der Kontrollgruppe wurden von Kollegen, Freunden und Kunden der Klinik zur Verfügung gestellt.

#### **3.2      Material**

Mithilfe des Hallmarq Veterinarian Equine Limb Scanner ® der Firma Hallmarq Veterinary Imaging Ltd. (Guildford, Großbritannien) wurde die magnetresonanztomographische Untersuchung durchgeführt. Bei diesem System wird ein U-förmiger Magnet eingesetzt, der

speziell für die Untersuchung am stehenden Pferdebein konzipiert wurde. Dieser Magnet hat eine Feldstärke von 0,27 Tesla. Die Pole weisen einen Abstand von 20 cm auf und das field of view hat einen Durchmesser von 14 cm. Die Raumtemperatur, die für die Stabilität des Systems von großer Bedeutung ist, wurde von einer Klimaanlage bei ca. 20°C gehalten.

Die Bilder wurden mit dem Programm Efilm Workstation<sup>TM</sup> Version 2.1 in Bargteheide, Deutschland subjektiv ausgewertet und als DICOM-Dateien archiviert. Zum Vermessen der Kollateralbänder wurde ebenfalls die Efilm Workstation<sup>TM</sup> Version 2.1 genutzt.

### **3.3 Methode**

#### **3.3.1 Erhebung von Krankendaten**

Das Signalement und die klinischen Befunde wurden der Krankenakte des jeweiligen Patienten entnommen. Die Daten der klinischen, magnetresonanztomographischen sowie weitergehender Untersuchungen stammen aus demselben zeitlichen Untersuchungsintervall. Das Signalement umfasst das Geschlecht, das Alter, die Rasse sowie den Verwendungszweck des Pferdes.

Die Dauer der Lahmheit wurde in Wochen gemessen. Es ist der Zeitraum von Beginn der Lahmheit bis zum Zeitpunkt der magnetresonanztomographischen Untersuchung. Pferde, die in einem Zeitraum von 0-2 Wochen nach Beginn der Lahmheit vorgestellt wurden, wurden in einer Gruppe erfasst. Pferde, die in einem Zeitraum von 3-8 Wochen vorgestellt worden sind, wurden in einer zweiten Gruppe erfasst. Pferde, die 9 Wochen und länger nach Lahmheitsbeginn vorgestellt wurden, wurden in einer dritten Gruppe zusammengefasst.

Die Lahmheitsuntersuchung beinhaltete das Vorführen des Pferdes im Schritt und Trab auf der Geraden, sowie im Trab auf einer gebogenen Linie jeweils auf hartem und weichem Untergrund. Beugeproben wurden im Zehenbereich durchgeführt. Die Einteilung der Lahmheit in Grade und das Ergebnis der Beugeproben erfolgte subjektiv nach dem von der American Association of Equine Practitioners vorgeschlagenen System in sechs Kategorien (Tabelle 2) (Ramey 1997, Bertone et al. 2002).

Bei allen Patienten wurden diagnostische Anästhesien durchgeführt. Dabei waren die Ergebnisse der TPA, der MPA und/oder der Hufgelenkanästhesie negativ, positiv bzw. teilpositiv. Das Ergebnis einer diagnostischen Anästhesie wurde subjektiv beurteilt, und mit positiv, negativ oder teilpositiv bewertet. Teilpositiv bedeutet in diesem Zusammenhang eine Reduzierung der Lahmheit um mindestens 50%. Nicht alle der diagnostischen Anästhesien wurden bei allen Patienten durchgeführt.

Für jeden Kollateralbandschaden wurde erhoben, ob linkes oder rechtes Vorderbein betroffen war, ob das mediale oder laterale Kollateralband erkrankt war, und die Lokalisation des Kollateralbandschadens im Bereich des Ursprunges, des Korpus und/oder der Insertion.

Die Füllung des Hufgelenkes wurde subjektiv anhand der magnetresonanztomographischen Bilder beurteilt und in 3 Grade eingeteilt. Grad 1 entsprach einer geringgradigen Hufgelenkfüllung, Grad 2 einer mittelgradigen Hufgelenkfüllung und Grad 3 einer hochgradigen Füllung des Hufgelenkes.

Um die Kollateralbänder größenmäßig vergleichen zu können, wurden das mediale und laterale Kollateralband jeweils an 3 Punkten des medialen und lateralen Kollateralbandes Querschnitte in cm unter zu Hilfenahme eines transversalen FSE T2w MRT-Bild gemessen. Zusätzlich wurde an allen Messpunkten bestimmt, ob eine knöcherne Beteiligung des Kron- bzw. Hufbein am Kollateralband vorlag. Dies wurde mit ja oder nein bewertet.

Die Frage nach der Abgrenzung des Kollateralbandes (poorly defined borders) wurde subjektiv beurteilt und binär in ja oder nein klassifiziert.

*Tabelle 2: Schema zur Unterteilung der Lahmheitsgrade nach AAEP*

<b>Lahmheitsgrad</b>	<b>Beschreibung</b>
0	Eine Lahmheit ist unter keinen Umständen wahrnehmbar
1	Eine Lahmheit ist nur schwer zu erkennen und zeigt sich nicht kontinuierlich unabhängig von verschiedenen Umständen, wie z.B. Lastaufnahme, Vorführen auf dem harten Zirkel, hartem Boden etc.
2	Eine Lahmheit ist im Schritt oder im Trab auf der Geraden nur schwer zu erkennen, zeigt sich aber kontinuierlich unter bestimmten Umständen wie z.B. bei Lastaufnahme, Vorführen auf dem harten Zirkel, harter Boden etc.
3	Eine Lahmheit ist kontinuierlich im Trab und unter allen Umständen wahrnehmbar
4	Eine Lahmheit ist bereits im Schritt wahrnehmbar
5	Eine Lahmheit verursacht nur noch eine minimale Lastaufnahme in der Bewegung und/oder Ruhe oder eine komplette Bewegungsunfähigkeit

Die erste Messung wurde auf Höhe des Kollateralbandursprungs (U) durchgeführt.

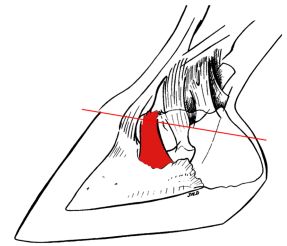
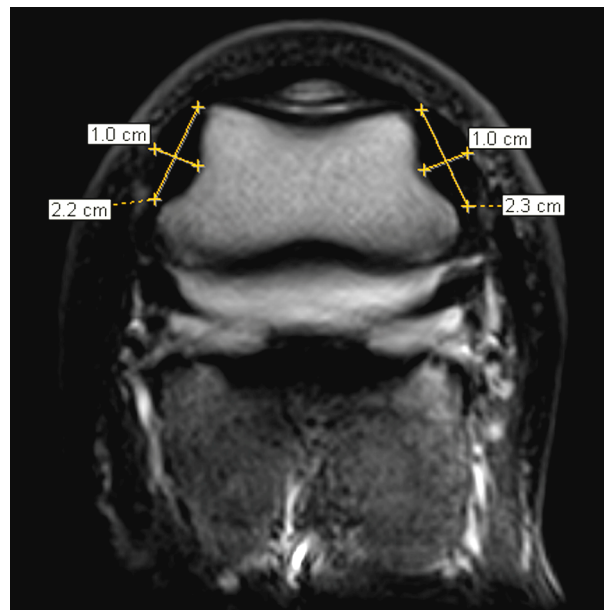


Abb. 14 Messungen im Transversalschnitt FSE T2w im Ursprungsbereich der Kollateralbänder

Die zweite Messung wurde auf Höhe des Hufgelenkspaltes im Korpus (K) durchgeführt.

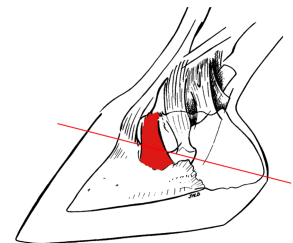
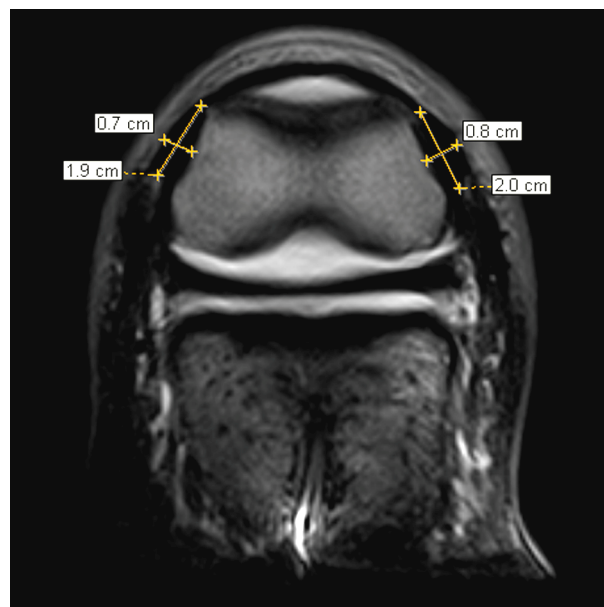
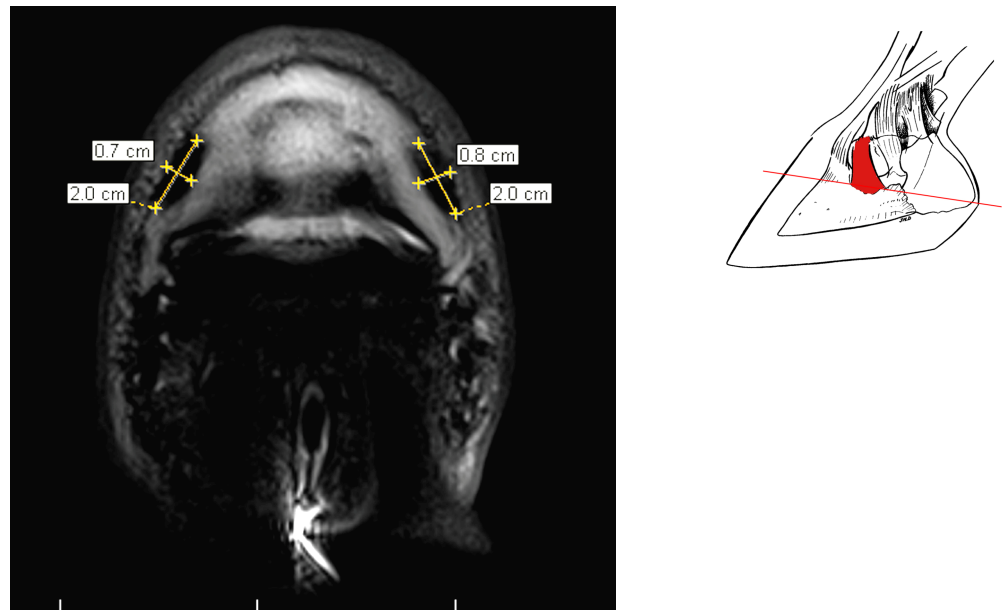


Abb. 15 Messungen im Transversalschnitt FSE T2w im Korpusbereich der Kollateralbänder

Eine dritte Messung wurde auf Höhe der Insertion (I) der Kollateralbänder am Hufbein durchgeführt.



*Abb. 16 Messungen im Transversalschnitt FSE T2w im Insertionsbereich der Kollateralbänder*

### 3.3.2 Vorbereitung der Pferde

Für die magnetresonanztomographische Untersuchung wurden den Pferden die Hufeisen beider Vorderhufe abgenommen. Um sicher zu stellen, dass alle Nagelreste entfernt worden waren, wurde eine Röntgenaufnahme nach Oxspring des zu untersuchenden Hufes angefertigt. Um Rostrückstände zu minimieren, wurden die Nagellöcher von solar nachgeschnitten und im seitlichen Hufwandbereich beraspelt.

Zur Sedation der Pferde wurde Detomedin (Domosedan<sup>®</sup>, 0,02-0,04 mg/kg i.v.), Butorphanol (Turbogesic<sup>®</sup>, 0,1 mg/kg i.v.), Romifidin (Sedivet<sup>®</sup>, 0,04-0,08 mg/kg i.v.) und Acepromacin (Vetranquil<sup>®</sup>, 0,05-0,1 mg/kg i.v.) entweder als Monopräparat oder in Kombination verwendet. Anschließend wurde der Huf im Magneten so positioniert, dass er im Zentrum des Magneten stand.

Piloten (Übersichtscans) wurden durchgeführt, um die Positionierung zu überprüfen. Die kontralaterale Gliedmaße stand seitlich neben dem Magneten (Abb. 17). Anschließend wurde die Hochfrequenzspule um den Huf gelegt (Abb. 18). Je nach Größe des Hufes wurde eine individuell passende Spule ausgesucht. Die Spule muss den Großteil des Hufes umschließen und darf seitlich nicht kippen.



*Abb. 17 Positionierung des Pferdes im Magneten und Positionierung des Hufes und der Hochfrequenzspule*



*Abb. 18 Unterschiedliche Größen und Formen der Hochfrequenzspulen*



### 3.3.3 Durchführung der magnetresonanztomographischen Untersuchung

Nach der Positionierung wurde zu Beginn der Untersuchung eine kurze Sequenz, der sogenannte Pilot, gefahren. Dabei handelt es sich um einen sagittalen, einen frontalen und einen transversalen Schnitt. Dieser Scan ist notwendig, um sicherzustellen, dass der Huf zentral im Magnetfeld positioniert ist, und um anschließend die weiteren Scans zu planen.

Für die Untersuchung eines Hufes wurde ein Scanprotokoll verwendet (Tabelle 3, Abb. 19a-e). In der sagittalen (sag.) Ebene wurden ein 3D T1w Gradientenecho (GRE), 3D T2\*w GRE, STIR sowie ein Fast-Spin Echo (FSE) durchgeführt. Für die transversale (tran.) Ebene wurden T1w GRE, T2\* GRE verwendet, wobei die Schnitte so geplant wurden, dass die Schnittebene senkrecht zur tiefen Beugesehne verliefen. Für die horizontalen (hor.) und transversalen Schnitte wurden T1w GRE, T2w FSE sowie die STIR Sequenz benutzt, wobei die Schnittebenen rechtwinklig zum Verlauf der Kollateralbänder des Hufgelenkes ausgerichtet waren. Für die frontale (fro.) Ebene wurden T1w GRE und T2\*w GRE verwendet, wobei diese Schnitte in den Verlauf der Zehenachse gelegt wurden. Um die Kollateralbänder des Hufgelenkes in frontaler Ebene darzustellen, wurde ein T2 FSE verwendet, dabei wurde der Winkel so gewählt, dass die Schnittebene senkrecht zur Solarfläche des Hufes stand.

*Tabelle 3: Für die Untersuchung genutzte MRT-Sequenz*

<b>Sequenz</b>			<b>Schichtdicke</b>	<b>Abstand</b>	<b>FOV</b>	<b>Matrix-</b>
<b>Wichtung</b>	<b>TR</b>	<b>TE</b>	<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(cm)</b>	<b>größe</b>
GRE 3D T1 sag	23	7	4,0		16,9x16,9	256x256
GRE 3D T2* sag	34	13	4,0		16,9x16,9	256x256
GRE T1 tran/fro	97	8	5,0	0,5	16,9x16,9	256x256
GRE T2*tran/fro	130	13	5,0	0,5	16,9x16,9	256x256
FSE T2 hor/fro	1800	84	5,0	0,5	16,9x16,9	256x256
FSE STIR hor/fro	1800	28	5,0	0,5	19,1x19,1	256x256



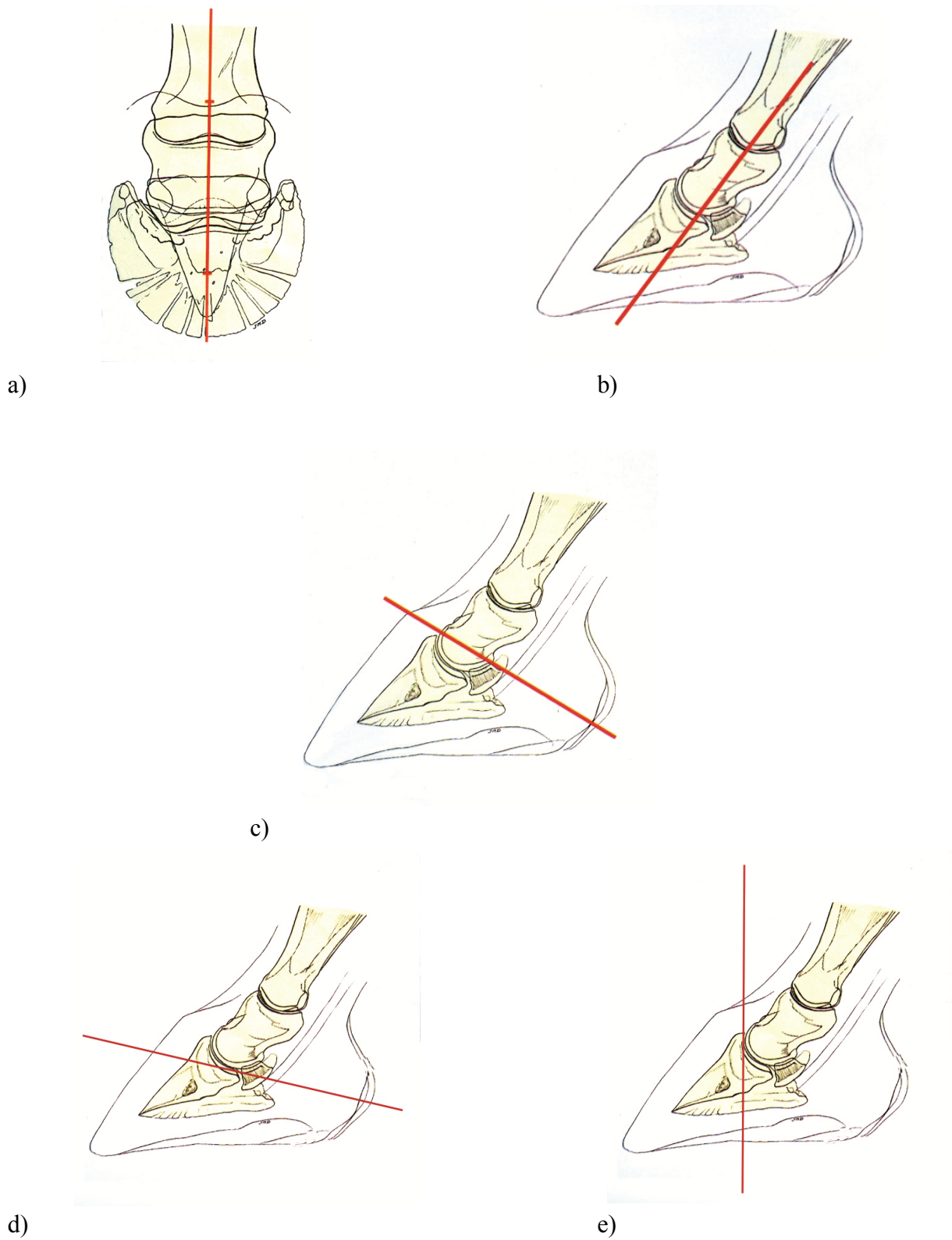
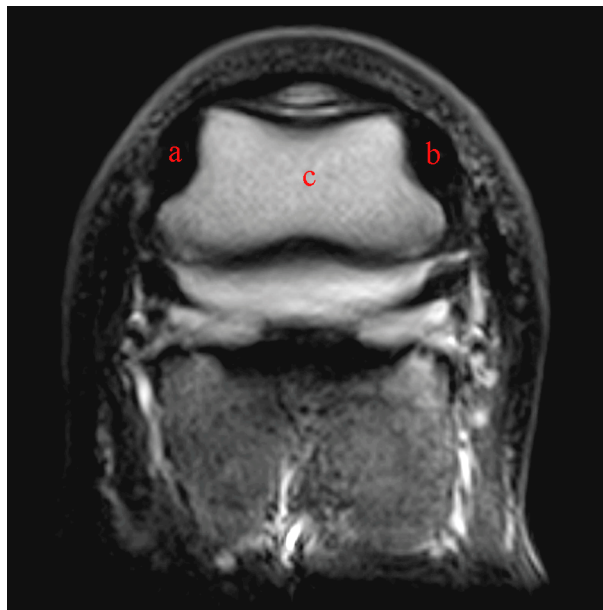


Abb. 19 a-c Standardschnitte  
a) Sagittal b) Frontal c) Transversal (rechtwinklig zur TBS)  
d+e Schnittebene für die Darstellung der Kollateralbänder des Hufgelenkes  
d) transversaler Schnitt e) frontaler Schnitt

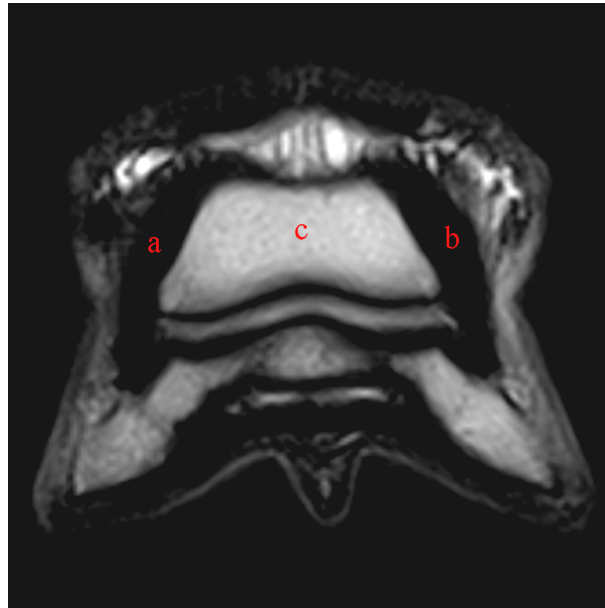
### 3.3.4 Auswertung der magnetresonanztomographischen Bilder

Die Auswertung der magnetresonanztomographischen Bilder erfolgte subjektiv anhand folgender Kriterien. Die umgebende Luft wurde als Vergleichswert für eine niedrige Signalintensität genutzt. Die Signalintensität und die Kontur der Kollateralbänder des Hufgelenkes wurden im Fast Spin Echo T2w beurteilt. Der Ursprung des Kollateralbandes und der Ansatz am Knochen wurde zusätzlich anhand des Gradienten Echo T1w und T2\*w und der STIR Sequenz beurteilt.

Als physiologisch wurde ein Kollateralband mit niedriger Signalintensität, klarer Abgrenzung und ohne Signalveränderung des Knochens am Ursprungs- und Ansatzbereich bezeichnet. Das Kollateralband wurde in einen Ursprungsbereich, einen Korpusbereich und einen Insertionsbereich eingeteilt.

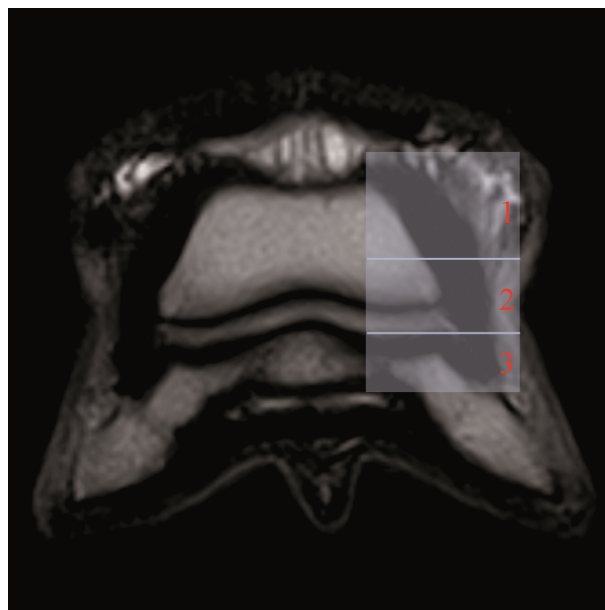


*Abb. 20 Transversalschnitt FSE T2w auf Höhe des Kronbeins  
FSE T2w Darstellung physiologischer Kollateralbänder eines 13 jährigen Holsteinerwallachs  
a) laterales Kollateralband b) mediales Kollateralband c) Kronbein*



*Abb. 21 Frontalschnitt FSE T2w  
FSE T2w Darstellung physiologischer Kollateralbänder eines 13 jährigen  
Holsteinerwallachs  
a) laterales Kollateralband b) mediales Kollateralband c) Kronbein*

Um die Veränderungen der Kollateralbänder in proximodistaler Ausrichtung zu beschreiben, wurden 3 Zonen definiert (Abb. 22). Zone 1 umfasst den Ursprungsbereich des Kollateralbandes am Kronbein. Der Korpusbereich des Kollateralbandes wird als Zone 2 bezeichnet, und Zone 3 ist der Insertionsbereich des Bandes am Hufbein.



*Abb. 22 FSE T2w Frontalschnitt mit Zoneneinteilung zur Lokalisation von Veränderungen der  
Kollateralbänder  
Zone 1 Ursprungsbereich des Kollateralbandes am Kronbein, Zone 2 Korpusbereich des  
Kollateralbandes, Zone 3 Insertionsbereich des Kollateralbandes am Hufbein*

### **3.3.5      Statistische Auswertung**

Bei den Daten der 69 erkrankten und der 23 gesunden Pferde handelte es sich teils um quantitative, teils um qualitative Merkmale, die mittels deskriptiver und schließender Statistik ausgewertet wurden.

Für die jeweils aus den Durchmessern ermittelten Querschnittsflächen der Kollateralbänder wurden arithmetische Mittelwerte berechnet. Um zu prüfen, ob sich die Mittelwerte der Flächen der erkrankten von denen der gesunden Pferde signifikant unterschieden, wurden zunächst die Datenreihen der Flächen mit dem Shapiro-Wilk-Test auf das Vorliegen einer Normalverteilung überprüft. Dies war für das weitere Vorgehen notwendig, da das Vorliegen der Normalverteilung für den t-Test, nicht aber z. B. für den Man-Whitney U-Tests erforderlich ist. Da sich die meisten zu prüfenden Datenreihen der kranken Pferde als nicht normalverteilt erwiesen, wurden schließlich sämtliche Reihen mit dem Man-Whitney U-Test auf signifikante Unterschiede geprüft. Die hierbei zu testende Hypothese (H<sub>0</sub>) lautete jeweils: Der Mittelwert der Flächen der kranken Kollateralbänder ist so groß wie der in gleicher Schnitthöhe erhaltene Mittelwert der gesunden Bänder. Die Gegenhypothese (H<sub>1</sub>) lautete: Die Mittelwerte sind ungleich. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde bei allen Tests mit  $\alpha=0,05$  festgelegt.

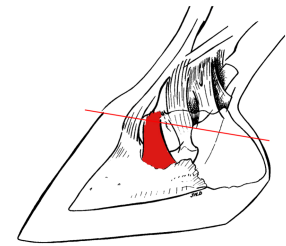
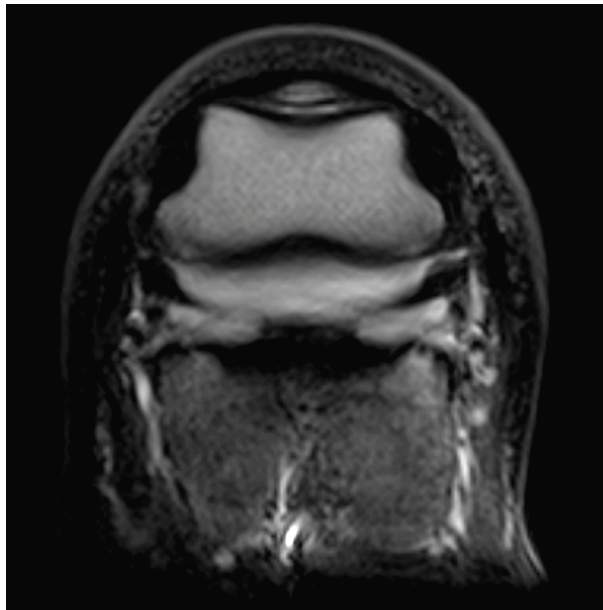
Für die deskriptive Statistik wurde das Softwareprogramm Excel Version 2007 benutzt mit dem ein-, zwei- und dreidimensionale absolute und relative Häufigkeitsverteilungen und Grafiken erstellt wurden.

Für die Prüfung auf Vorliegen der Normalverteilung mit dem Shapiro-Wilk-Test und für die Signifikanzprüfung der Mittelwerte mit dem Man-Whitney U-Test wurde die im Internet frei verfügbare Software Past benutzt (Past, Palaeontological Museum, University of Oslo).

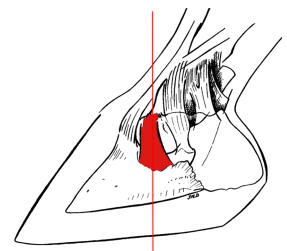
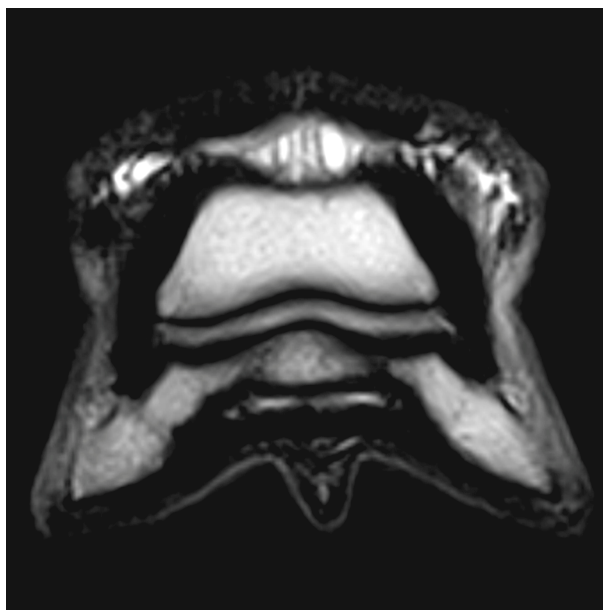
## 4 Ergebnisse

### 4.1 Kontrollgruppe

Die Kollateralbänder wurden dann als physiologisch angesehen, wenn sie im Fast Spin Echo (FSE) T2w, transversal und frontal ein gleichmäßiges niedriges Signal aufwiesen. Das niedrige Signal stellt sich im Bild dunkel dar. Das niedrige Signal der Luft wurde zum Vergleich herangezogen. Der knöcherne Ursprung am Kronbein sowie die Insertion am Hufbein haben kein abweichendes Signal aufgewiesen. Beide Kollateralbänder sind in ihrer Kontur gut abgrenzbar sein.



*Abb. 23 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1  
physiologisches niedriges Signal in beiden Kollateralbändern*



*Abb. 24 FSE T2w Frontalschnitt  
physiologisches niedriges Signal in beiden Kollateralbändern*

## 4.2 Patientengut

Das Patientengut bestand aus 69 Vorderhufen. 54 der Patienten waren Warmblüter der unterschiedlichen Rassen, 4 Vollblüter, 9 Kleinpferde sowie einer ein Friesse und einer ein Quarterhorse. 22 der Patienten waren weiblichen und 47 männlichen Geschlechts. Genutzt wurden sie im Spring-, Dressur-, Freizeit- und Vielseitigkeitsport.

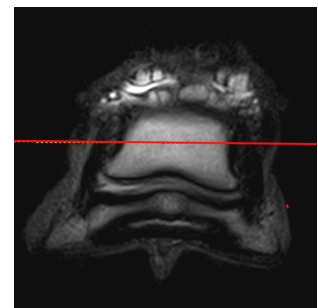
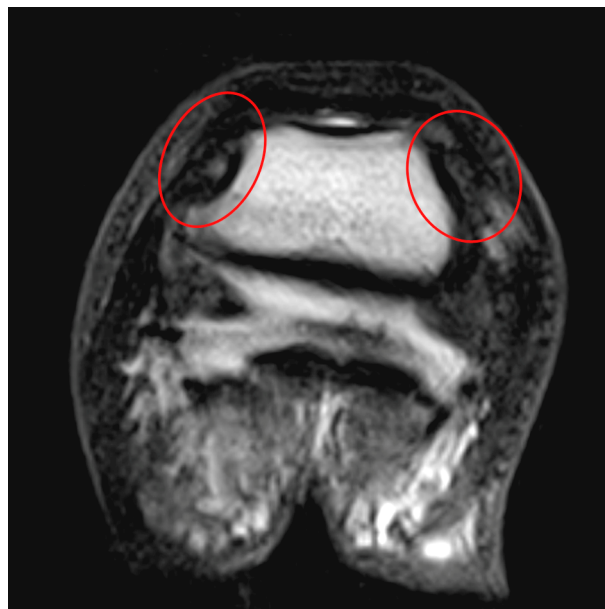
### 4.2.1 Darstellung der unterschiedlichen magnetresonanztomographischen Befunde

Mithilfe der Magnetresonanztomographie können sowohl die Veränderungen der Weichteile als auch die der knöchernen Strukturen bildlich sehr gut dargestellt werden. Deshalb kann bei Veränderungen der Kollateralbänder zwischen reinen Bandschäden und Insertionsdesmopathien unterschieden werden.

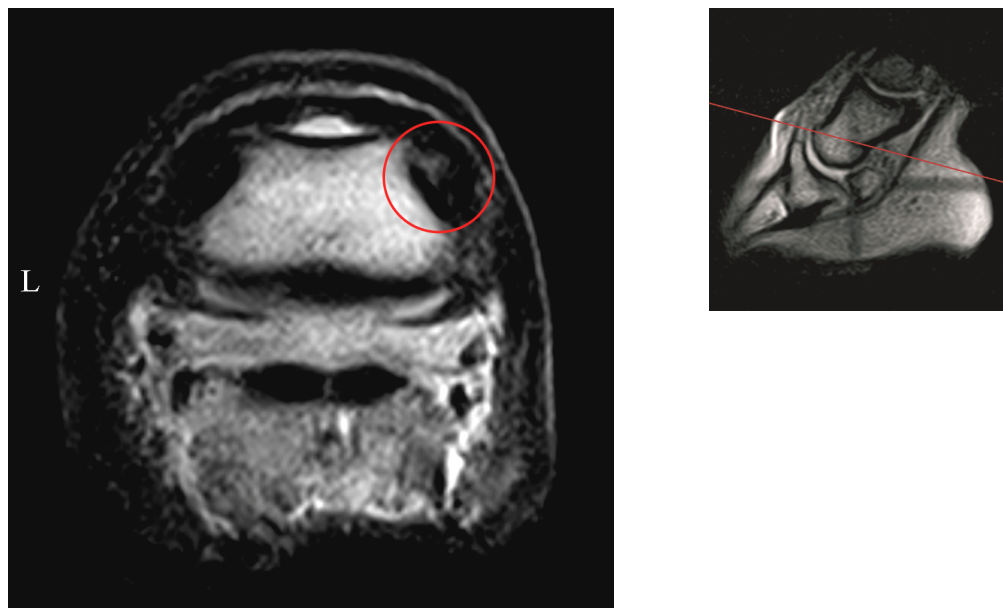
#### 4.2.1.1 Kollateralbandschäden des Hufgelenks am Ursprung des Bandes am Kronbein (Zone 1)

Die Abbildungen 25 bis 28 zeigen die entsprechenden Befunde beispielhaft für Bandschäden ohne knöcherne Beteiligung in Zone 1. Die Abbildungen 29 bis 33 zeigen die entsprechenden Befunde beispielhaft für Bandschäden mit knöcherner Beteiligung in Zone 1.

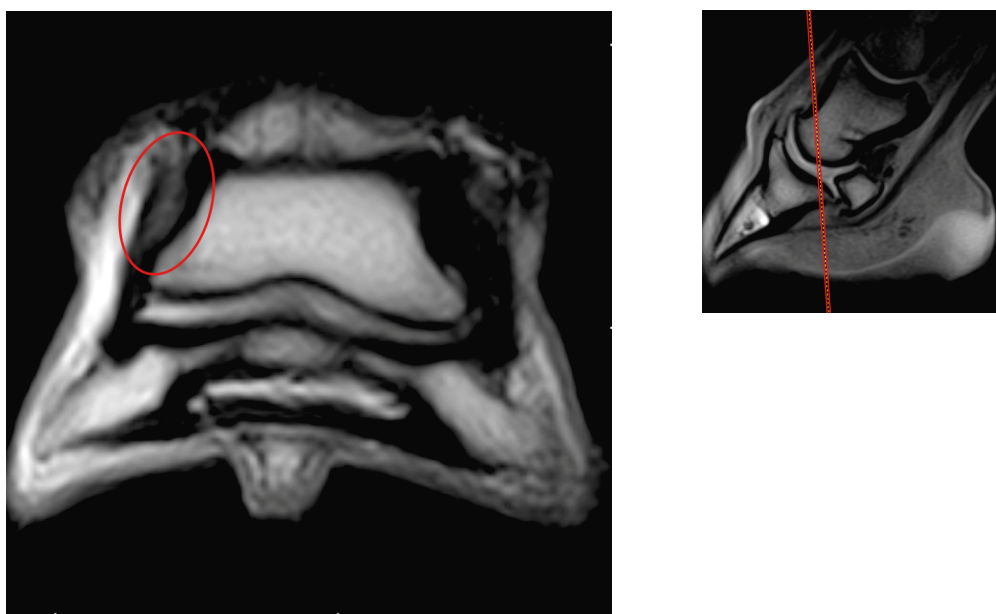
- **Bandschäden ohne knöcherne Beteiligung in Zone 1**



*Abb. 25 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1  
Signalverstärkung in beiden Kollateralbändern, rechts ist lateral  
(14-jähriger Wallach, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne links)*

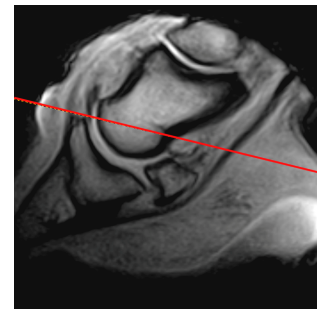
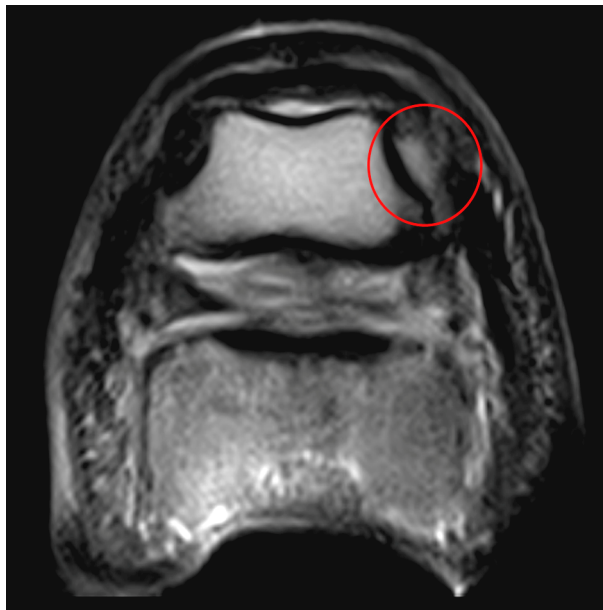


*Abb. 26 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1  
Signalverstärkung im medialen Kollateralband, links ist lateral  
(10-jähriger Wallach, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*



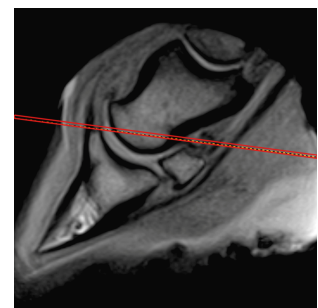
*Abb. 27 FSE T2w Frontalschnitt  
Signalverstärkung im lateralen Kollateralband, links ist lateral  
(12-jähriger Vollblutwallach, Vielseitigkeitspferd, vorne rechts)*





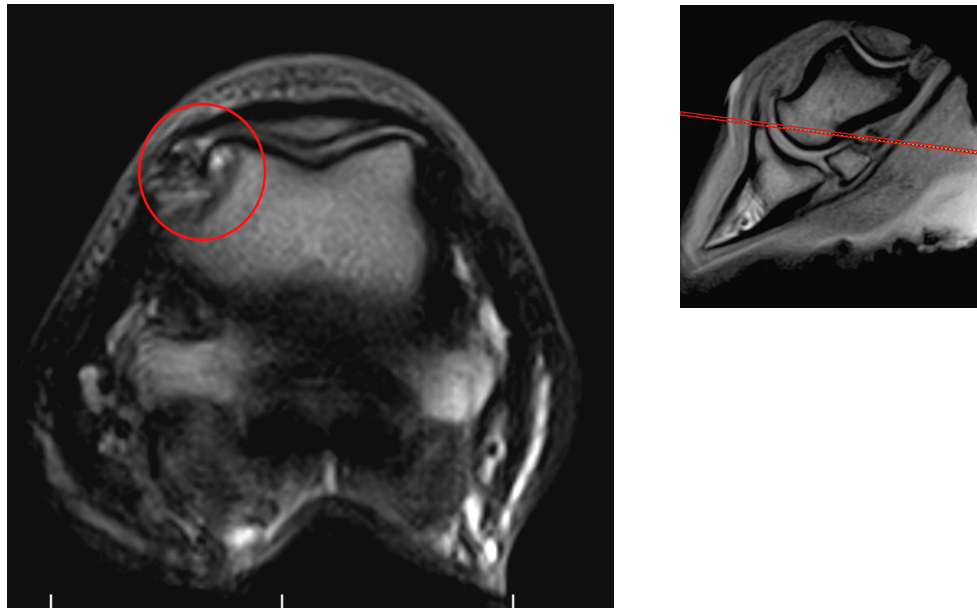
*Abb. 28 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1  
Signalverstärkung im medialen Kollateralband, links ist lateral  
(17-jährige Stute, Holsteiner, Springpferd, vorne rechts)*

- **Bandschäden mit knöcherner Beteiligung in Zone 1**

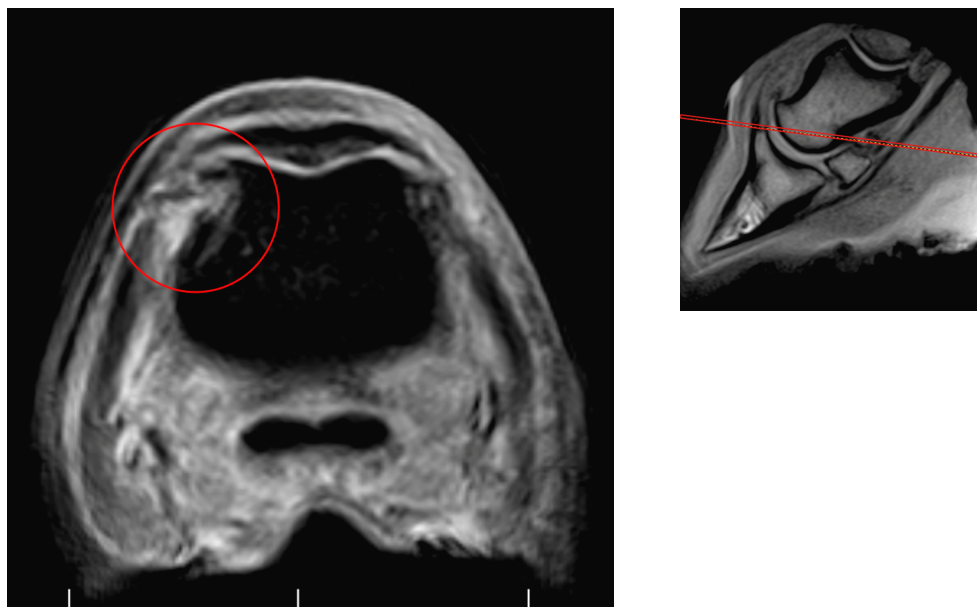


*Abb. 29 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1  
Signalverstärkung in beiden Kollateralbändern, deutlich verringertes Signal im Kronbein um das  
laterale Kollateralband, links im Bild, (7-jährige Stute, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*

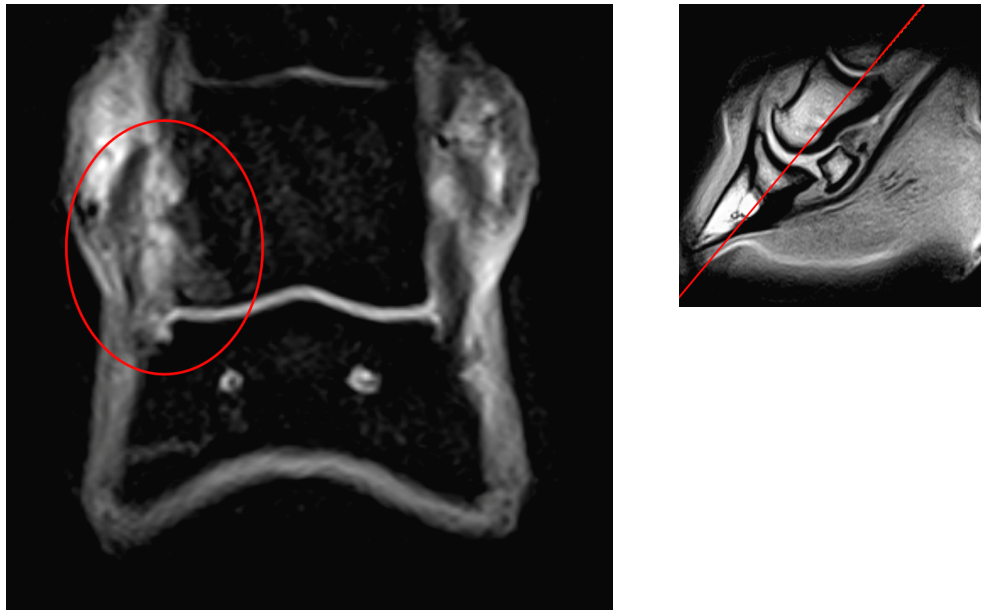




*Abb. 30 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1  
Signalverstärkung im lateralen Kollateralband, links ist lateral  
(14-jährige Stute, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*



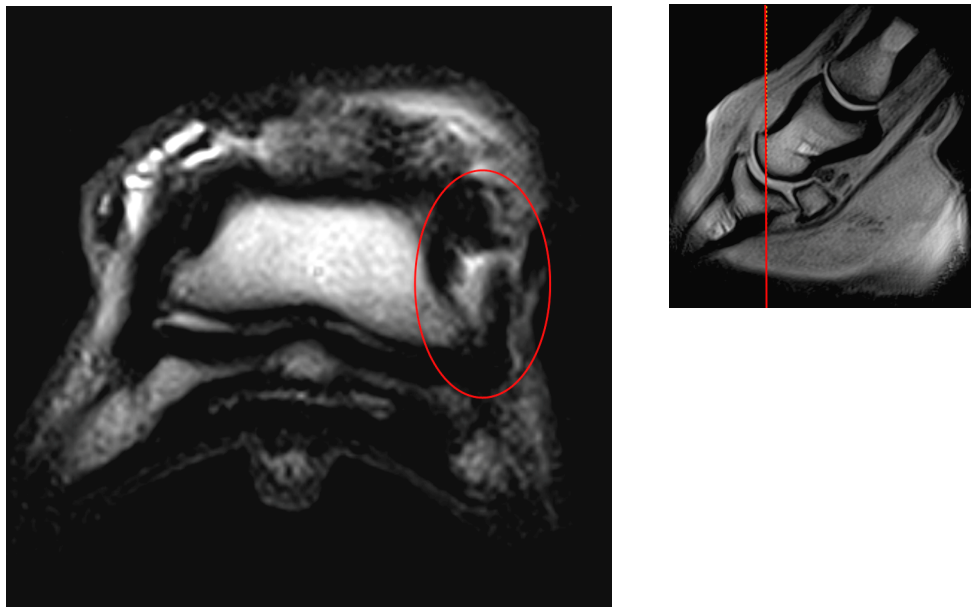
*Abb. 31 STIR Transversalschnitt in Zone 1  
Signalverstärkung im lateralen Kollateralband und Kronbein, links ist lateral  
(14-jährige Stute, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*



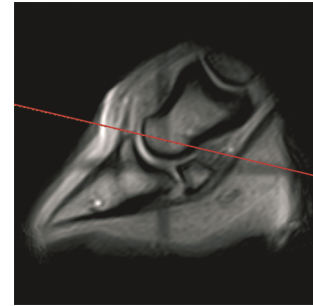
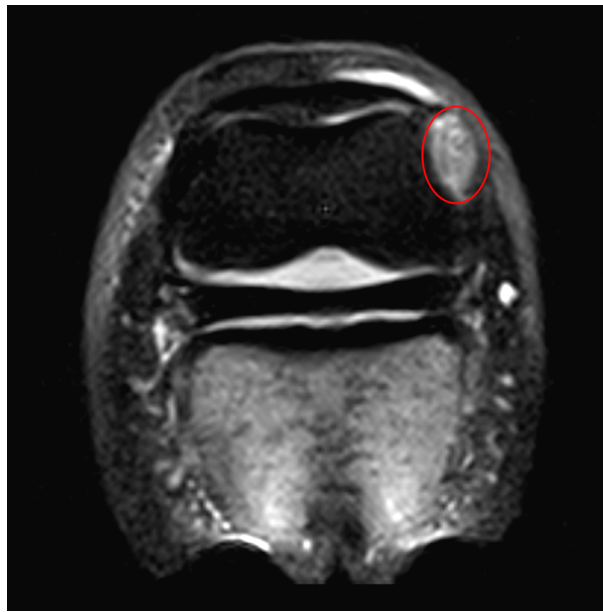
*Abb. 32 STIR Frontalschnitt  
Signalverstärkung im lateralen Kollateralband und Kronbein, links ist lateral  
(14-jährige Stute, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*

#### **4.2.1.2 Kollateralbandschäden des Hufgelenkes im Bereich des Korpus (Zone 2)**

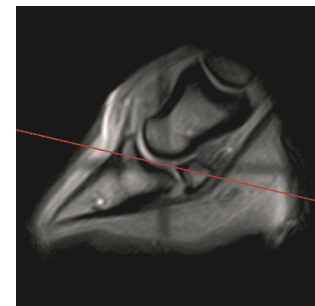
Die Abbildungen 33 bis 38 zeigen die entsprechenden Befunde beispielhaft für Bandschäden des Hufgelenkes im Bereich des Korpus in Zone 2.



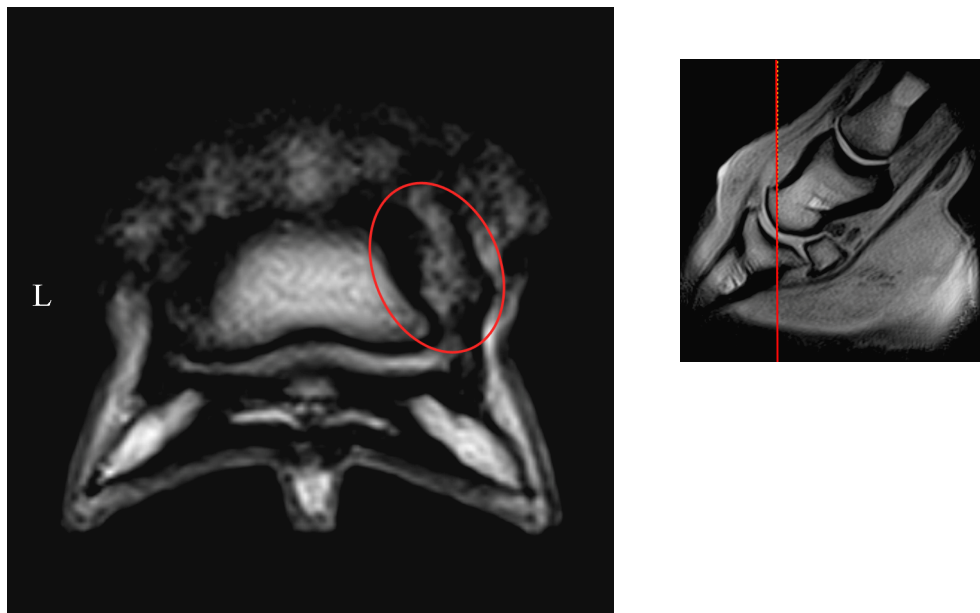
*Abb. 33 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 2  
Signalverstärkung im medialen Kollateralband, links ist lateral  
(10-jähriger Wallach, Thüringer, Springpferd, vorne rechts)*



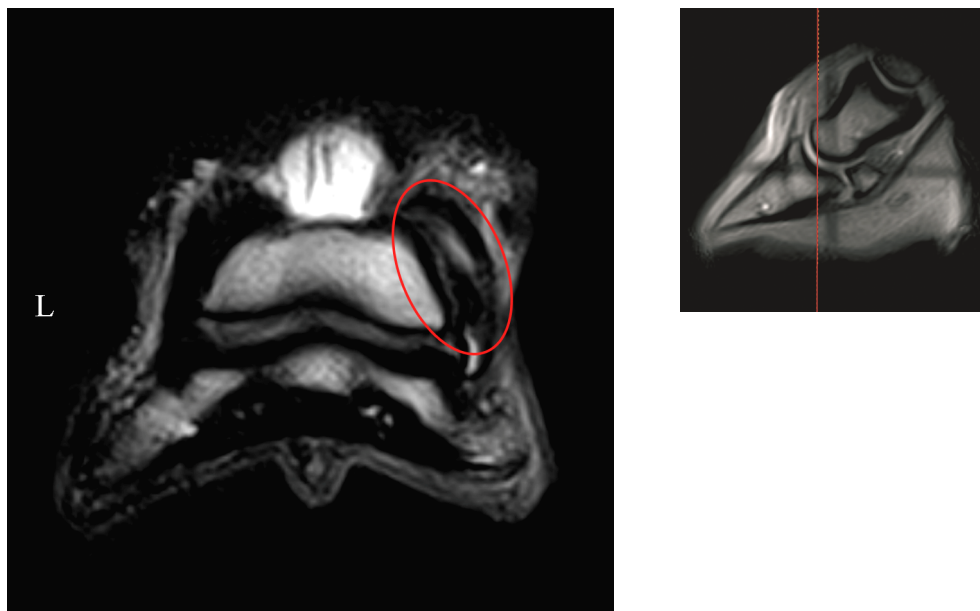
*Abb. 34 STIR Sequenz Transversalschnitt in Zone 2  
Signalverstärkung im medialen Kollateralband, links ist lateral  
(10-jähriger Wallach, Thüringer, Springpferd, vorne rechts)*



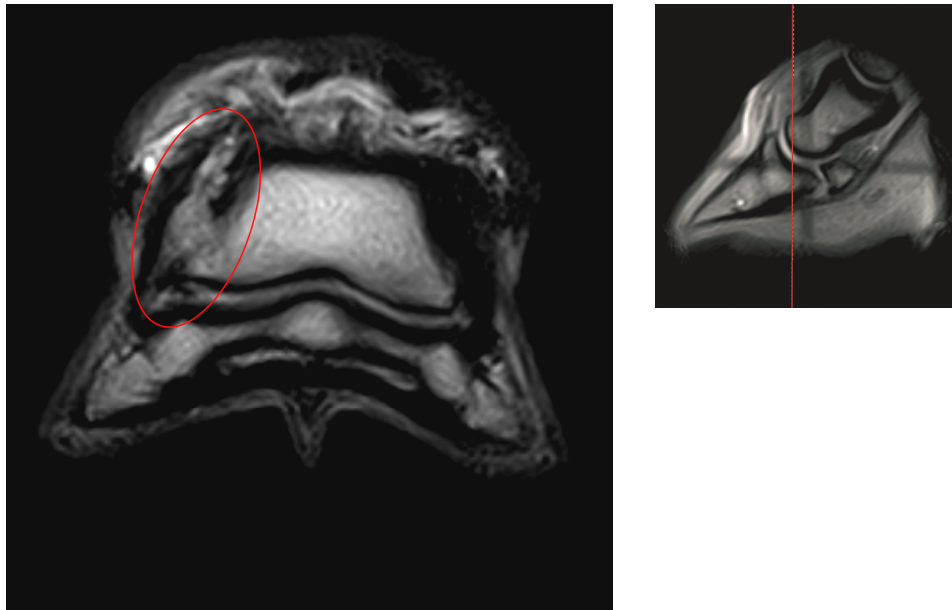
*Abb. 35 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 2  
Signalverstärkung im medialen Kollateralband, links ist lateral  
(10-jähriger Wallach, Mecklenburger, Voltigierpferd, vorne rechts)*



*Abb. 36 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 2  
Signalverstärkung mediales Kollateralband, links ist lateral  
(20-jähriger Wallach, Isländer, Freizeitpferd, vorne rechts)*



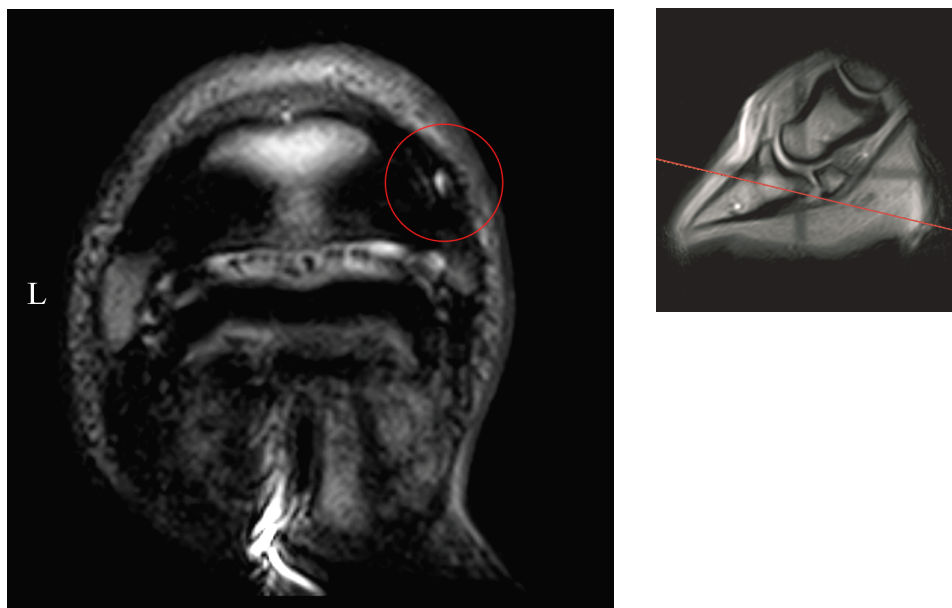
*Abb. 37 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 1 und 2  
Signalverstärkung mediales Kollateralband, links ist lateral  
(10-jähriger Wallach, Mecklenburger, Voltigierpferd, vorne rechts)*



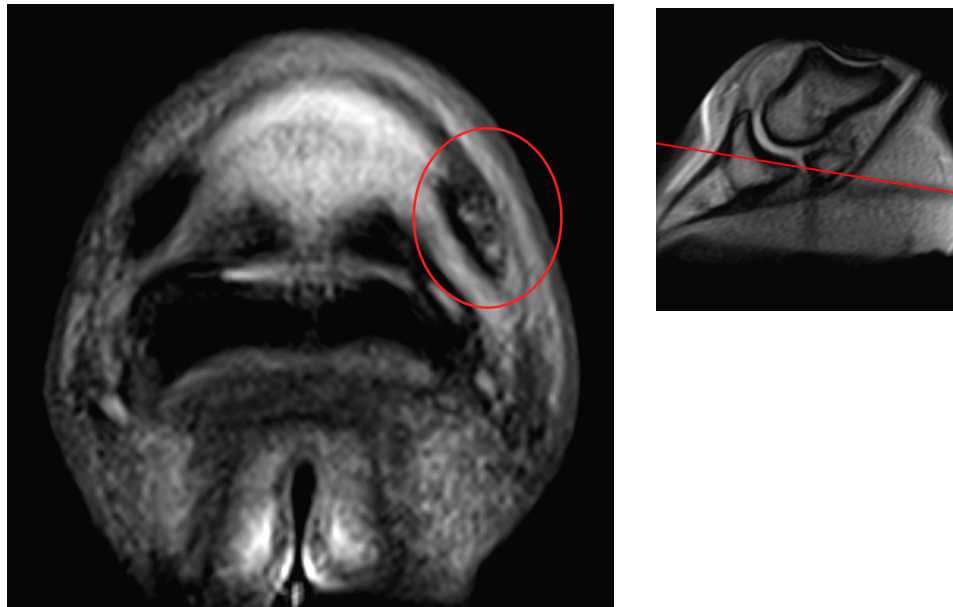
*Abb. 38 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 1 und 2  
Signalverstärkung im lateralen Kollateralband, links ist lateral  
(14-jährige Stute, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*

#### **4.2.1.3 Kollateralbandschäden des Hufgelenks im Bereich der Insertion am Hufbein (Zone 3)**

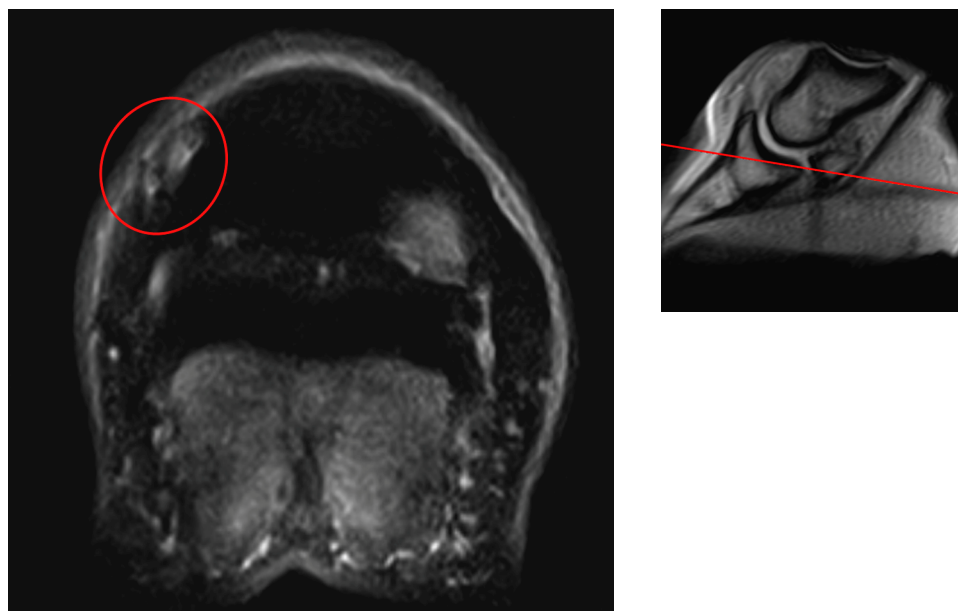
Die Abbildungen 39 bis 46 zeigen die entsprechenden Befunde beispielhaft für Bandschäden mit knöcherner Beteiligung in Zone 3.



*Abb. 39 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3  
Signalverstärkung mediales Kollateralband, links ist lateral  
(10-jähriger Wallach, Mecklenburger, Voltigierpferd, vorne rechts)*

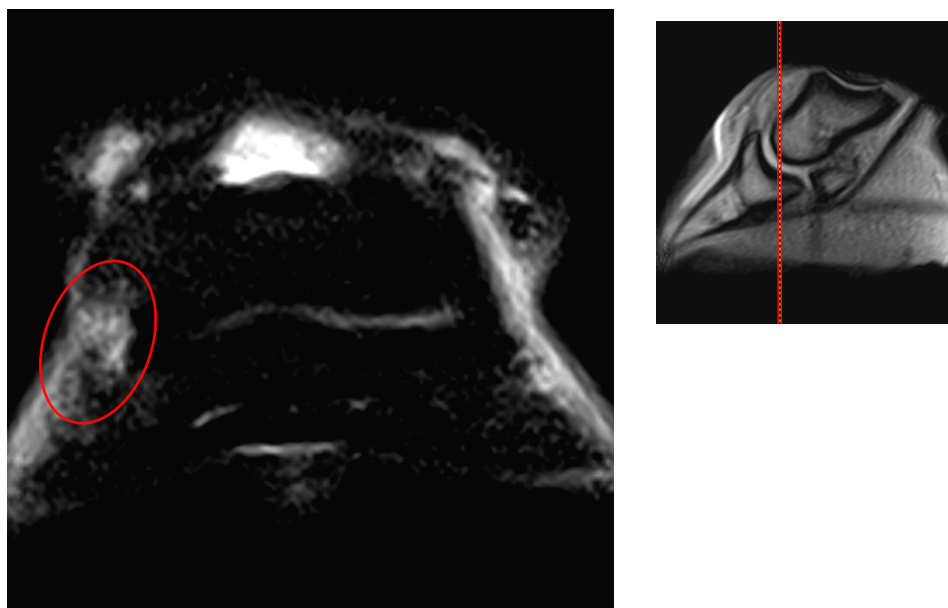


*Abb. 40 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3  
Signalverstärkung laterale Kollateralbandinsertion, rechts ist lateral  
(11-jähriger Wallach, Hannoveraner, Springpferd, vorne links)*

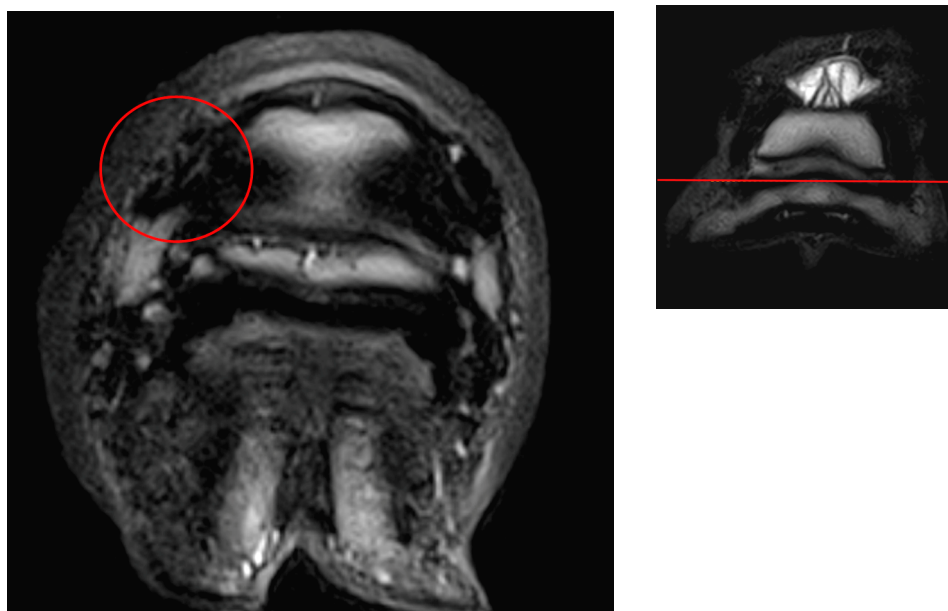


*Abb. 41 STIR Transversalschnitt in Zone 3  
Signalverstärkung im Knochen der medialen Kollateralbandinsertion, rechts ist lateral  
(9-jähriger Wallach, Holsteiner, Springpferd, vorne links)*





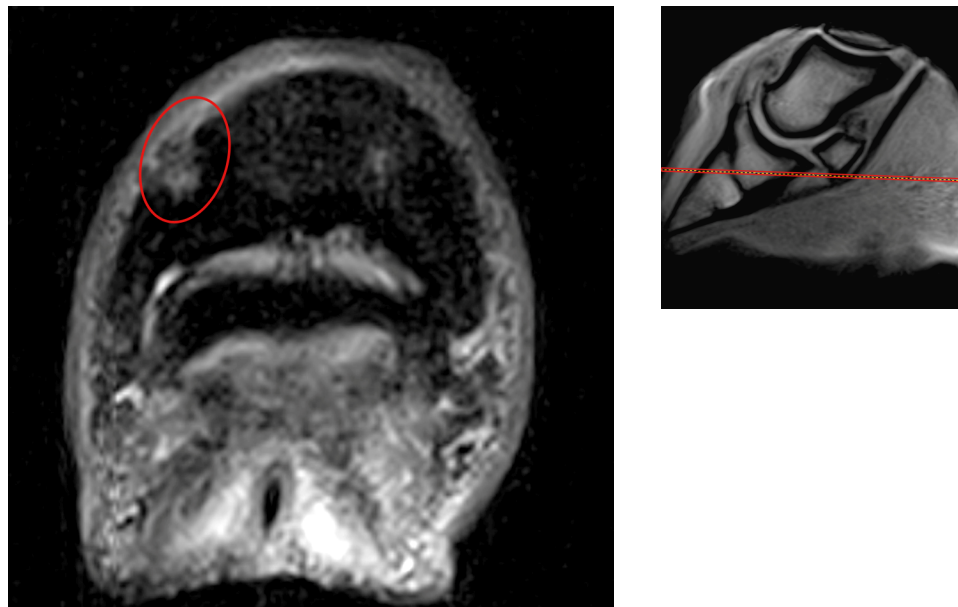
*Abb. 42 STIR Frontalschnitt in Zone 3  
Signalverstärkung im Knochen der medialen Kollateralbandinsertion, rechts ist lateral  
(9-jähriger Wallach, Holsteiner, Springpferd, vorne links)*



*Abb. 43 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3 Signalverstärkung im Knochen der lateralen  
Kollateralbandinsertion, links ist lateral  
(14-jähriger Wallach, Hannoveraner, Dressurpferd, vorne rechts)*

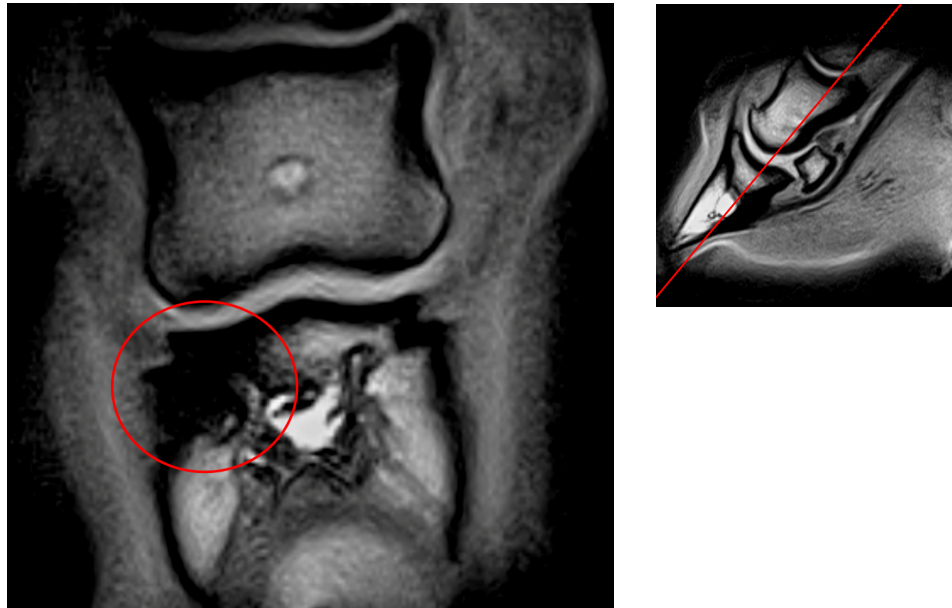


*Abb. 44 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3  
Signalverstärkung im Knochen der medialen Kollateralbandinsertion, links ist lateral  
(14-jähriger Wallach, Deutsches Reitpony, Dressurpony, vorne rechts)*



*Abb. 45 STIR Transversalschnitt in Zone 3  
Signalverstärkung im Knochen der medialen Kollateralbandinsertion, rechts ist lateral  
(9-jährige Stute, Holsteiner, Springpferd, vorne links)*





*Abb. 46 GE T1w Frontalschnitt in Zone 3  
verringertes Signal im Knochen der lateralen Kollateralbandinsertion, links ist lateral  
(14-jähriger Hengst, Frieze, Dressurpferd, vorne rechts)*

#### **4.2.2 Auswertung der Patientengruppe**

Die der Auswertung zugrundeliegenden Daten stammen von 69 Vorderhufen, die bei einer magnetresonanztomographischen Untersuchung Veränderungen der Kollateralbänder des Hufgelenkes aufwiesen. Patienten mit zusätzlichen Veränderungen im Huf wurden von dieser Studie ausgeschlossen.

##### **4.2.2.1 Seitenverteilung**

Von 69 untersuchten Vorderhufen zeigten 27 (39%) eine Erkrankung eines Kollateralbandes des linken Vorderhufes und 42 (61%) des rechten Vorderhufes.

##### **4.2.2.2 Altersverteilung**

4 (6%) der Patienten waren zwischen 0 und 3 Jahren alt, 8 (11%) gehörten der Altersgruppe 4 bis 6 Jahre an, 23 (33%) der Altersgruppe 7-9 Jahre, 17 (25%) der Altersgruppe 10-12 Jahre, 11 (16%) der Gruppe 13-15 jähriger Pferde und 6 Patienten (9%) waren 16 Jahre oder älter.

##### **4.2.2.3 Geschlechtsverteilung**

22 Patienten (32%) waren weiblichen Geschlechts, 47 Patienten (68%) waren männlich, hiervon waren 42 Patienten Wallache und 5 Hengste, die in einer Gruppe zusammengefasst wurden, weil auch alle Hengste sportlich genutzt wurden.

#### 4.2.2.4 Verteilung der Dauer der Lahmheit

8 (12%) Patienten zeigten eine Dauer der Lahmheit von bis zu 2 Wochen. Eine Lahmheit über einen Zeitraum von 3-8 Wochen wiesen 34 (49%) Patienten auf. 27 (39%) waren zum Zeitpunkt der Untersuchung 9 Wochen oder länger lahm.

#### 4.2.2.5 Verteilung der Nutzungsrichtung

29 (42%) Patienten waren Springpferde, 25 (36%) Dressurpferde, 11 (16%) Freizeitpferde und 4 Pferde (6%) wurden in einer Gruppe „Andere“ zusammengefasst.

#### 4.2.2.6 Auswertung nach Häufigkeit der Lokalisation der Läsion

Abbildung 47 zeigt die Verteilung der Kollateralbandschäden nach ihrer Lokalisation im Bereich des Ursprunges am Kronbein, des Korpus sowie der Insertion am Hufbein und Mehrfachlokalisationen.

25 Patienten (36%) wiesen einen Schaden des Kollateralbandes in dessen Ursprungsbereich (U) auf, 2 Patienten (3%) zeigten eine Läsion im Bereich des Korpus (K) des Kollateralbandes und bei 11 Patienten (16%) wurde eine Läsion des Bandes im Insertionsbereich (I) am Hufbein festgestellt werden. 14 Patienten (20%) wiesen einen Schaden sowohl im Ursprungs- als auch Korpusbereich (UK) auf, 1 Patient (2%) eine Beteiligung von Ursprung und Insertion (UI), 2 Patienten (3%) einen Schaden des Bandes im Bereich des Korpus und der Insertion am Hufbein (KI) und bei 14 Patienten (20%) wurde die Läsion sowohl im Ursprungsbereich als auch im Bereich des Korpus und der Insertion am Hufbein (UKI) festgestellt.

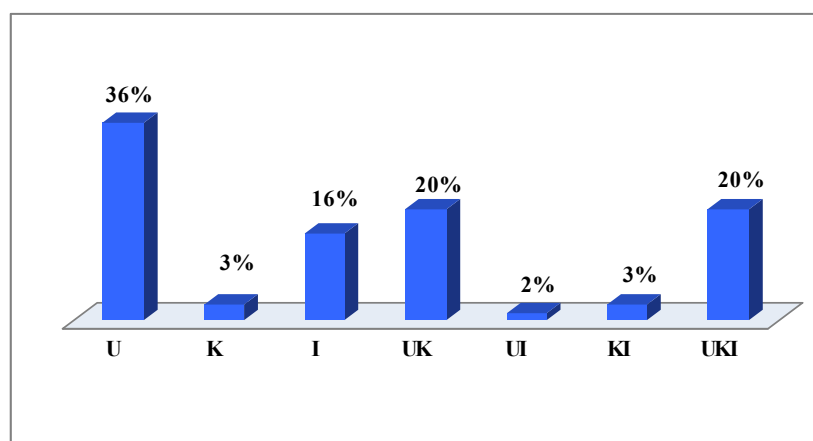


Abb. 47 Häufigkeit der Lokalisation der Bandläsionen nach Ursprung (U), Korpus (K) und Insertion (I)

#### 4.2.2.7 Verteilung der Läsion auf mediales und laterales Kollateralband

32 (47%) der Patienten wiesen eine Läsion des medialen Kollateralbandes auf, 37 (53%) zeigten eine Läsion des lateralen Kollateralbandes.

#### 4.2.2.8 Ergebnisse der Tiefen Palmarnervenanästhesie

Abbildung 48 zeigt die Ergebnisse der durchgeführten tiefen Palmarnervenanästhesie (TPA). Bei allen 69 Patienten wurde eine TPA des betroffenen Hufes durchgeführt. Bei 48 Patienten (70%) war das Ergebnis der Anästhesie positiv, bei 14 Patienten (20%) teilpositiv und bei 7 Patienten (10%) negativ. Teilpositiv bedeutet in diesem Zusammenhang eine Reduzierung der Lahmheit um mindestens 50%.

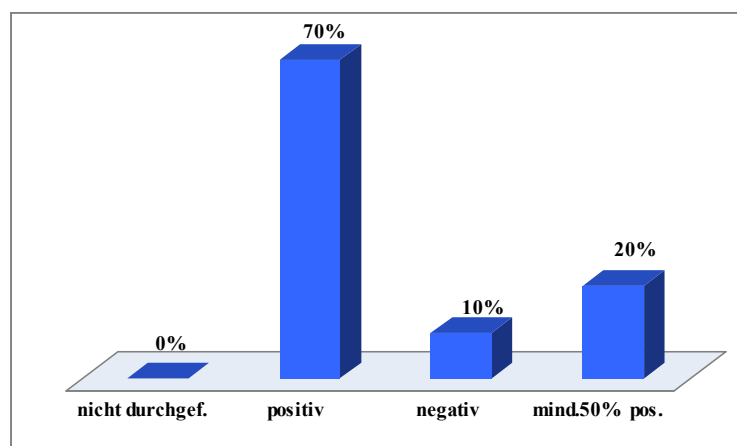


Abb. 48 Ergebnisse der tiefen Palmarnervenanästhesie (TPA)

#### 4.2.2.9 Ergebnisse der Mittleren Palmarnervenanästhesie

Abbildung 49 zeigt die Ergebnisse der durchgeführten mittleren Palmarnervenanästhesie (MPA). Bei 20 Patienten (29%) wurde diese Anästhesie durchgeführt und hatte ein positives Ergebnis.

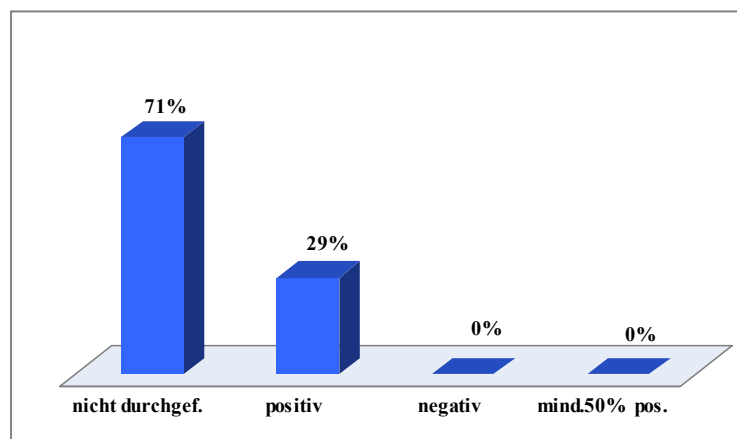


Abb. 49 Ergebnisse der mittleren Palmarnervenanästhesie (MPA)

#### 4.2.2.10 Ergebnisse der Hufgelenksanästhesie

Abbildung 50 zeigt die Ergebnisse der durchgeführten Hufgelenksanästhesien (HGA). Bei 52 (75%) der 69 Patienten wurde eine HGA durchgeführt. Bei 20 Patienten (39% von 52) der 52 Patienten war das Ergebnis der Anästhesie positiv, bei 21 Patienten (40% von 52) teilpositiv und bei 11 Patienten (21% von 52) negativ.

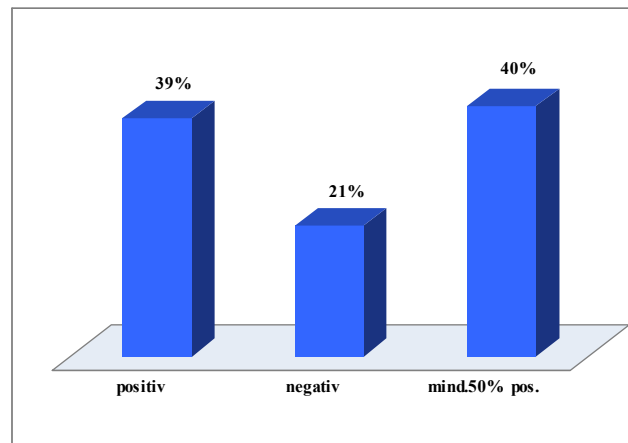


Abb. 50 Ergebnisse der Hufgelenksanästhesie (HGA)

#### 4.2.2.11 Ergebnisse der Beugeproben

Abbildung 51 zeigt die Ergebnisse der durchgeführten Beugeproben. Bei allen 69 Patienten wurden Beugeproben durchgeführt und nach dem AAEP Schema (Tabelle 2) eingeteilt. 5 Patienten (7%) wurden dem Grad 0 zugeteilt, 2 Patienten (3%) dem Grad 1, 29 Patienten (42%) dem Grad 2 und weitere 29 (42%) dem Grad 3. Bei 4 Patienten (6%) wurde der Grad 4 festgestellt, bei keinem Patienten der Grad 5. Somit war die Beugeprobe bei 5 Patienten (7%) negativ und bei 64 Patienten (93%) positiv.

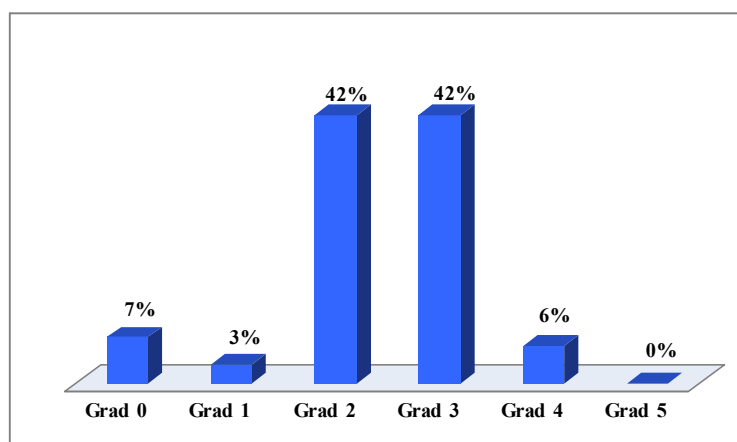


Abb. 51 Ergebnisse der Beugeproben nach AAEP Schema (Tabelle 2)

#### 4.2.2.12 Verteilung von Erkrankungen der medialen bzw. lateralen Kollateralbandes abhängig von der Nutzungsrichtung

Abbildung 52 zeigt die Häufigkeiten der medialen und lateralen Kollateralbandschäden nach Nutzung der Patienten.

Läsionen des medialen Kollateralbandes zeigten 47% der Patienten während 53% eine Läsion des lateralen Kollateralbandes aufwiesen.

22% aller Pferde hatten einen Schaden des medialen Seitenbandes, 20% einen Schaden des lateralen Kollateralbandes und sind Springpferde. Insgesamt handelt es sich um 29 (42%) Springpferde.

17% aller Pferde hatten einen Schaden des medialen Kollateralbandes, 19% des lateralen Seitenbandes und sind Dressurpferde. Insgesamt handelt es sich um 25 (36%) Dressurpferde.

6% aller Pferde wiesen eine Läsion des medialen Kollateralbandes, 10% des lateralen Kollateralbandes auf und wurden als Freizeitpferde genutzt. Die Gruppe der Freizeitpferde umfasste 11 Pferde (16%).

2% aller Pferde haben einen Schaden des medialen Seitenbandes, 4% des lateralen Seitenbandes und gehören in die Gruppe „Andere“. Die Gruppe „Andere“ umfasste insgesamt 4 Pferde (6%).

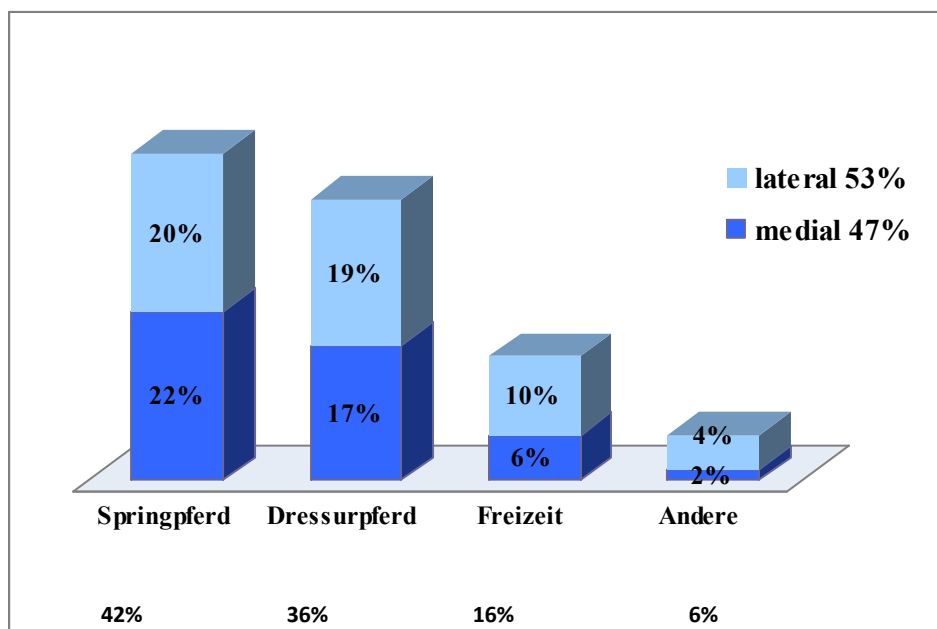


Abb. 52 Häufigkeit der medialen und lateralen Kollateralbandschäden nach Nutzung der Patienten

#### 4.2.2.13 Häufigkeitsverteilung der Hufgelenkfüllung

Abbildung 53 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Hufgelenkfüllung. Von den 69 Vorderhufen wiesen 17 Patienten (25%) eine Hufgelenkfüllung Grad 1 (wenig) auf, 31 Patienten (45%) zeigten Grad 2 (mittelgradig) und bei 21 Patienten (30%) wurde Grad 3 (hochgradig) festgestellt.

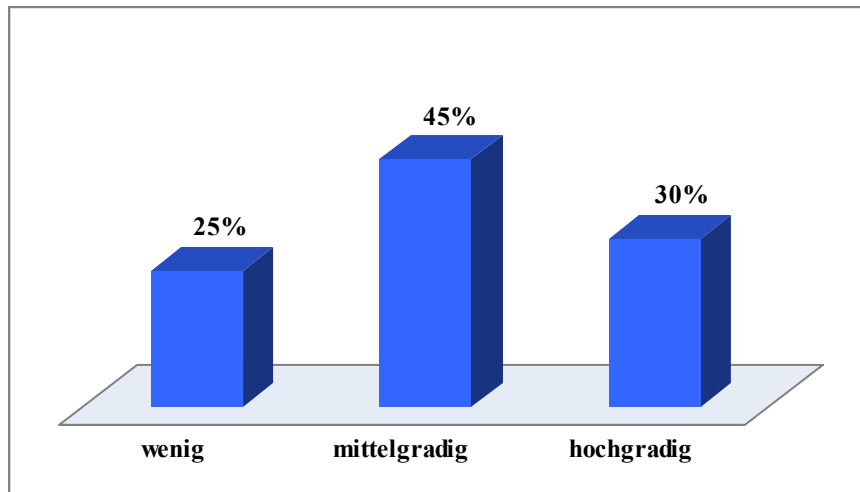


Abb. 53 Ausprägung der Hufgelenkfüllung

#### 4.2.2.14 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung im Trab auf der Geraden

Abbildung 54 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf der Geraden. 7 (10%) der Patienten zeigten auf der Geraden keine Lahmheit (Grad 0). Den Lahmheitsgrad 1 wiesen 24 Pferde (35%) auf. Eine Lahmheit Grad 2 zeigten 26 (38%) aller Pferde. 10 (14%) Patienten zeigten eine Lahmheit Grad 3. Eine Lahmheit Grad 4 wurde bei 2 (3%) Patienten festgestellt. Kein Pferd zeigte eine Lahmheit Grad 5.

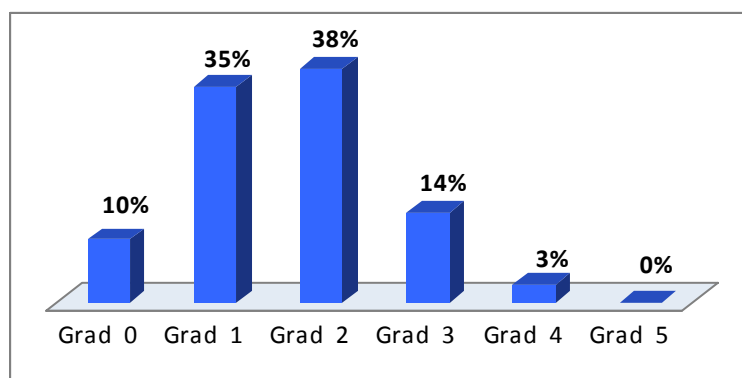


Abb. 54 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf der Geraden

#### 4.2.2.15 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem harten Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am linken Vorderhuf

27 der 69 Vorderhufe wiesen einen Kollateralbandschaden am linken Vorderhuf auf.

Auf der linken Hand zeigte von den 27 (100%) Patienten einer (4%) keine Lahmheit auf dem harten Zirkel links herum, einer (4%) eine Lahmheit Grad 1, 7 Patienten (25%) eine Lahmheit Grad 2, 17 Patienten (63%) eine Lahmheit Grad 3, und einer (4%) eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5.

Auf der rechten Hand zeigten 2 Patienten (7%) keine Lahmheit, 12 Patienten (45%) zeigten eine Lahmheit Grad 1, 7 Patienten (25%) zeigten eine Lahmheit Grad 2, 5 Patienten (19%) eine Lahmheit Grad 3 und einer (4%) zeigte eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5 (Abb. 55).

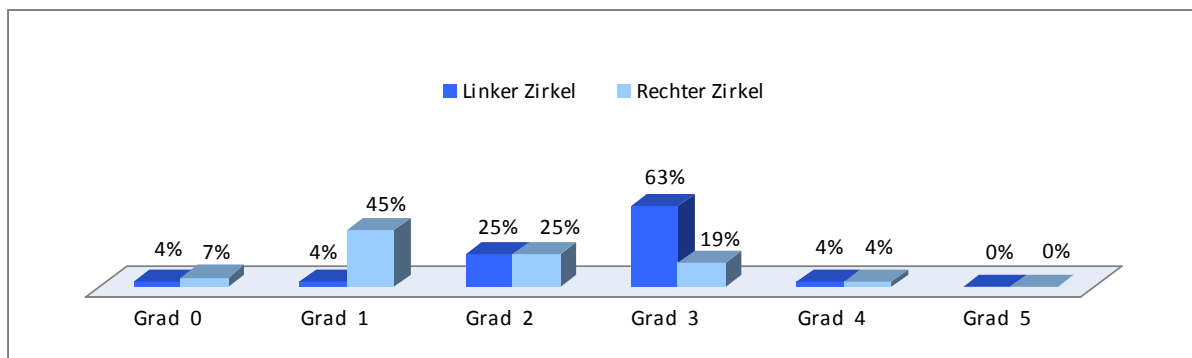


Abb. 55 Kollateralbandschaden linker Huf und Grad der Lahmheit auf dem harten Zirkel linke und rechte Hand

#### 4.2.2.16 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem harten Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am rechten Vorderhuf

42 der 69 Vorderhufe wiesen einen Kollateralbandschaden am rechten Vorderhuf auf.

Auf der linken Hand zeigten von den 42 (100%) am rechten Vorderhuf erkrankten Patienten 4 (9%) keine Lahmheit auf dem harten Zirkel links herum, 10 (24%) eine Lahmheit Grad 1, 18 Patienten (43%) eine Lahmheit Grad 2, 8 Patienten (19%) eine Lahmheit Grad 3, und 2 (5%) eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5.

Auf der rechten Hand zeigte eines der 42 Pferde (2%) keine Lahmheit auf dem harten Zirkel rechts herum. 1 Patient (2%) zeigte eine Lahmheit Grad 1, 13 Patienten (31%) zeigten eine Lahmheit Grad 2, 23 Patienten (55%) eine Lahmheit Grad 3 und 4 (10%) zeigte eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5 (Abb. 56).

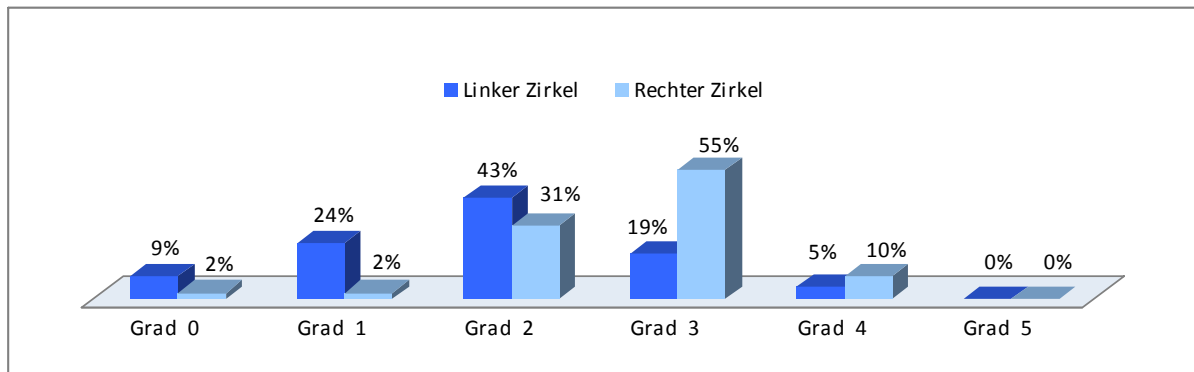


Abb. 56 Kollateralbandschaden rechter Huf und Grad der Lahmheit auf dem harten Zirkel linke und rechte Hand

#### 4.2.2.17 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem weichen Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am linken Vorderhuf

27 der 69 Vorderhufe wiesen einen Kollateralbandschaden am linken Vorderhuf auf.

Auf der linken Hand zeigten von den 27 (100%) Patienten 2 (7%) keine Lahmheit auf dem weichen Zirkel, 3 Patienten (11%) zeigten eine Lahmheit Grad 1, 6 Patienten (22%) eine Lahmheit Grad 2, 15 Patienten (56%) eine Lahmheit Grad 3, und einer (4%) eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5.

Auf der rechten Hand zeigte kein Patient (0%) keine Lahmheit, 11 Patienten (40%) zeigten eine Lahmheit Grad 1, 8 Patienten (30%) zeigten eine Lahmheit Grad 2, 7 Patienten (26%) eine Lahmheit Grad 3 und einer (4%) zeigte eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5 (Abb. 57).

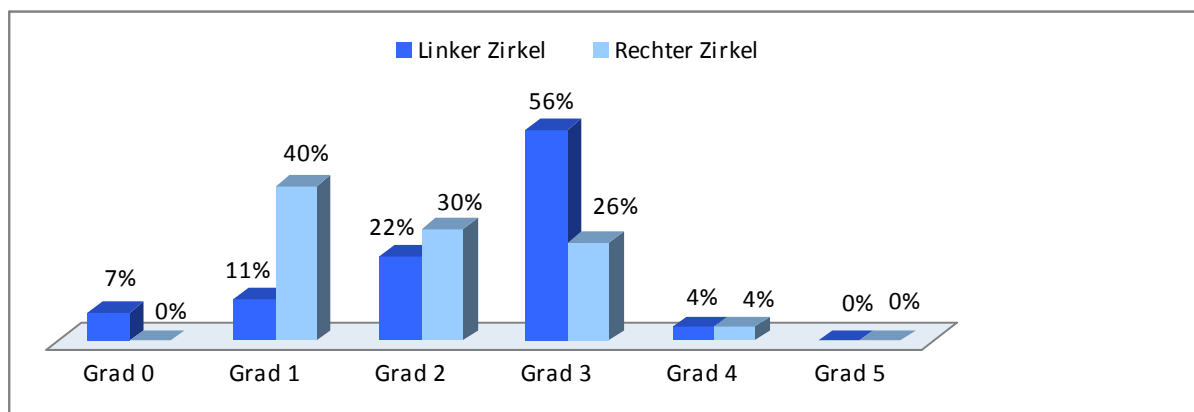


Abb. 57 Kollateralbandschaden linker Huf und Grad der Lahmheit auf dem weichen Zirkel linke und rechte Hand



#### 4.2.2.18 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf dem weichen Zirkel auf linker und rechter Hand und in Abhängigkeit vom Vorliegen eines Schadens am rechten Vorderhuf

42 der 69 Vorderhufe wiesen einen Kollateralbandschaden am rechten Vorderhuf auf.

Auf der linken Hand zeigten von den 42 (100%) Patienten 4 (9%) keine Lahmheit auf dem weichen Zirkel links herum, 4 (9%) eine Lahmheit Grad 1, 20 Patienten (48%) eine Lahmheit Grad 2, 12 Patienten (29%) eine Lahmheit Grad 3, und 2 (5%) eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0%) zeigte eine Lahmheit Grad 5.

Auf der rechten Hand zeigten 2 Patienten (5%) keine Lahmheit, 4 Patienten (9%) zeigten eine Lahmheit Grad 1, 13 Patienten (31%) zeigten eine Lahmheit Grad 2, 19 Patienten (46%) eine Lahmheit Grad 3 und 4 (9%) zeigte eine Lahmheit Grad 4. Kein Patient (0 %) zeigte eine Lahmheit Grad 5 (Abb. 58).

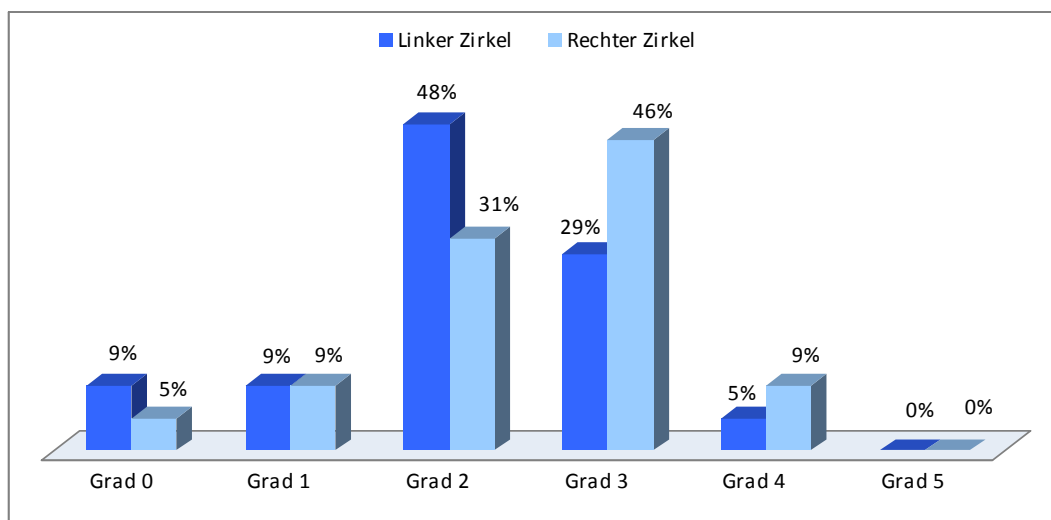


Abb. 58 Kollateralbandschaden rechter Huf und Grad der Lahmheit auf dem weichen Zirkel linke und rechte Hand

#### 4.2.2.19 Häufigkeitsverteilung der „poorly defined borders“ nach ihrer Lokalisation im Bereich von Ursprung, Korpus und Insertion und dem Auftreten am medialen oder lateralen Kollateralband

Ein Merkmal für ein erkranktes Kollateralband sind die im internationalen Schrifttum als solche bezeichneten „poorly defined borders“. Hierbei können die Ränder des Kollateralbandes im MRT-Bild nicht klar von dem umliegenden Gewebe abgegrenzt werden.

Im Bereich des Bandursprunges konnte das Merkmal „poorly defined borders“ bei 19 von 32 (60%) erkrankten medialen Kollateralbändern und bei 26 von 37 (70%) erkrankten lateralen Kollateralbändern beobachtet werden (Abb. 59).

Im Bereich des Bandkörpers konnte das Merkmal „poorly defined borders“ bei 13 von 32 (40%) erkrankten medialen Kollateralbändern und bei 11 von 37 (30%) erkrankten lateralen Kollateralbändern beobachtet werden (Abb. 59).

Im Bereich des Bandansatzes konnte das Merkmal „poorly defined borders“ bei 15 von 32 (47%) erkrankten medialen Kollateralbändern und bei 8 von 37 (22%) erkrankten lateralen Kollateralbändern beobachtet werden (Abb. 59).

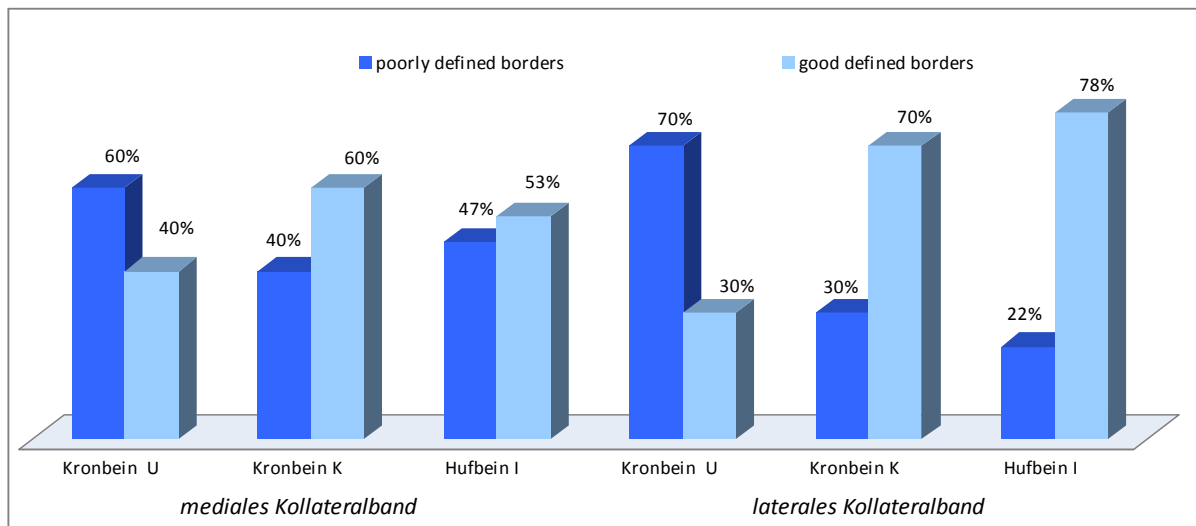


Abb. 59 Anteil der Kollateralbandschäden mit „poorly defined borders“

#### 4.2.2.20 Häufigkeitsverteilung der Beteiligung knöcherner Strukturen nach ihrer Lokalisation im Bereich von Ursprung, Korpus und Insertion und dem Auftreten am medialen oder lateralen Kollateralband

Da das Kollateralband, außer im Bereich des Hufgelenkspaltes, mit knöchernen Strukturen verbunden ist, können knöcherne Strukturen bei der Erkrankung des Kollateralbandes Veränderungen erfahren.

Im Bereich des Bandursprunges konnte eine Beteiligung knöcherner Strukturen bei einem von 32 (3%) erkrankten medialen Kollateralbändern und bei 6 von 37 (16%) erkrankten lateralen Kollateralbändern beobachtet werden (Abb. 60).

Im Bereich des Bandkörpers konnte eine Beteiligung knöcherner Strukturen bei 3 von 32 (9%) erkrankten medialen Kollateralbändern und bei 6 von 37 (16%) erkrankten lateralen Kollateralbändern beobachtet werden (Abb. 60).

Im Bereich des Bandansatzes konnte eine Beteiligung knöcherner Strukturen bei 17 von 32 (53%) erkrankten medialen Kollateralbändern und bei 10 von 37 (27%) erkrankten lateralen Kollateralbändern beobachtet werden (Abb. 60).

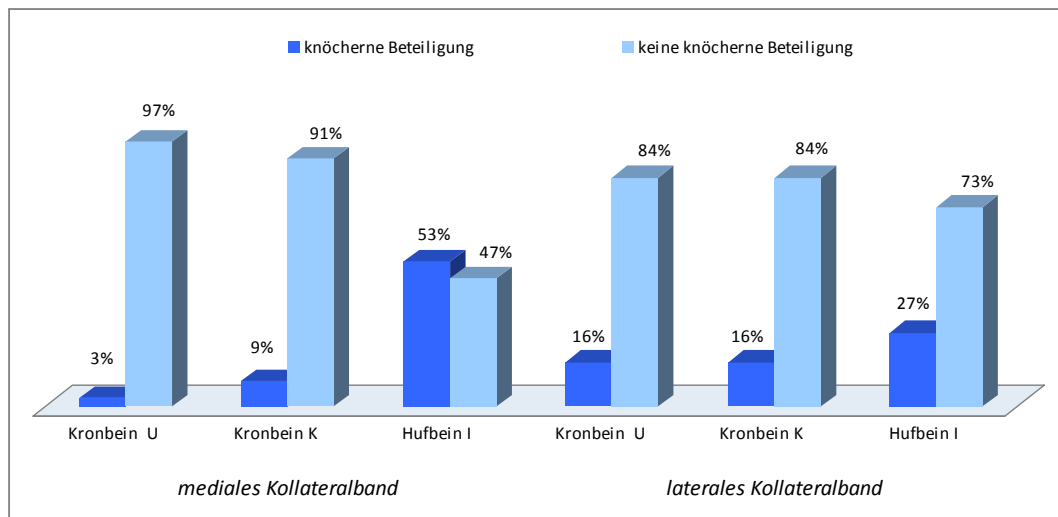


Abb. 60 medialer und lateraler Kollateralbandschaden und die knöcherne Beteiligung an den Lokalisationen Ursprung (U), Korpus (K), und Insertion (I)

### 4.2.3 Auswertung der Kontrollgruppe

Die Erhebung der Daten erfolgte anhand von 23 untersuchten Vorderhufe, einer Gruppe von Pferden die zum Zeitpunkt der Untersuchung keine Lahmheit zeigten und bei der magnetresonanztomographischen Untersuchung keine Veränderungen im Huf aufwiesen.

#### 4.2.3.1 Seitenverteilung

Von 23 untersuchten Vorderhufen waren 11 (48%) linke Vorderhufe und 12 (52%) rechte Vorderhufe.

#### 4.2.3.2 Altersverteilung

2 (9%) der Pferde waren zwischen 0 und 3 Jahren alt, 5 (22%) gehörten der Altersgruppe 4 bis 6 Jahre an, 4 (17%) der Altersgruppe 7-9 Jahre, 2 (9%) der Altersgruppe 10-12 Jahre, 8 (34%) der Gruppe 13-15 jähriger Pferde und 2 Patienten (9%) waren 16 Jahre oder älter.

#### 4.2.3.3 Geschlechtsverteilung

9 Pferde (39%) waren weiblichen Geschlechts, 14 Pferde (61%) waren männlich, 13 Wallache und 1 Hengst, die in einer Gruppe zusammengefasst wurden, weil alle Pferde sportlich genutzt wurden.

#### 4.2.3.4 Verteilung der Nutzungsrichtung

7 (30%) Pferde waren Springpferde, 10 (44%) Dressurpferde, 5 (22%) Freizeitpferde und 1 (4%) wurden in einer Gruppe „Andere“ zusammengefasst.

#### 4.2.4 Vergleich der Querschnittsflächen der Kollateralbänder der Patientengruppe mit der Kontrollgruppe

Die Fläche des Kollateralbandes wird als Fläche einer angenommenen Ellipse nach der Formel:  $F = \pi \cdot a \cdot b$  berechnet, wobei a und b die Radien der Ellipse sind. Die Fläche des Kollateralbandes in qcm wurde lateral und medial für jedes Pferd als Produkt aus den beiden gemessenen Querschnitten (in cm) ermittelt. Die beiden Querdurchmesser wurden jeweils für die Bereiche Ursprung (Zone 1), Korpus (Zone 2) und Insertion (Zone 3) gemessen. Der Mittelwert wird als arithmetisches Mittel bestimmt. Es liegen also für das laterale und das mediale Kollateralband je drei Durchschnittswerte der Bandfläche vor für die Bereiche am Ursprung, Korpus und an der Insertion (Abb.61).

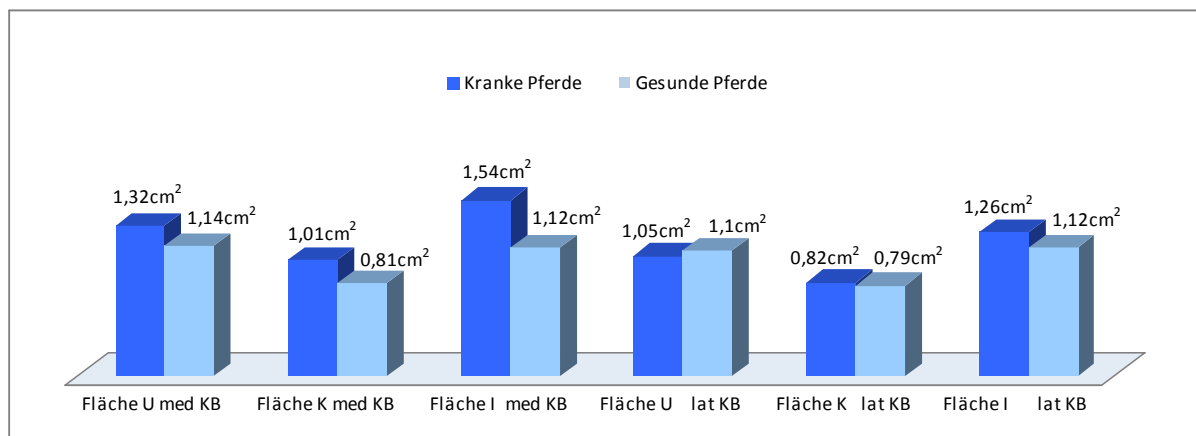


Abb. 61 Mittelwerte der Flächen der Kollateralbänder in den einzelnen Zonen bei der Patienten- und der Kontrollgruppe

*Tabelle 4: Die Mittelwerte und die Standardabweichungen in cm<sup>2</sup> der Kollateralbänder medial und lateral in den definierten Zonen (Ursprung, Korpus und Insertion)*

	Patientengruppe		Kontrollgruppe	
	Mittelwerte in cm <sup>2</sup>	Standardabweichung in cm <sup>2</sup>	Mittelwerte in cm <sup>2</sup>	Standardabweichung in cm <sup>2</sup>
Mittelwerte Ursprung medial	<b>1,32</b>	<b>0,28</b>	<b>1,14</b>	<b>0,29</b>
Mittelwerte Ursprung lateral	<b>1,05</b>	<b>0,25</b>	<b>1,10</b>	<b>0,24</b>
Mittelwerte Korpus medial	<b>1,01</b>	<b>0,24</b>	<b>0,81</b>	<b>0,23</b>
Mittelwerte Korpus lateral	<b>0,82</b>	<b>0,20</b>	<b>0,79</b>	<b>0,20</b>
Mittelwerte Insertion medial	<b>1,54</b>	<b>0,45</b>	<b>1,12</b>	<b>0,30</b>
Mittelwerte Insertion lateral	<b>1,26</b>	<b>0,30</b>	<b>1,12</b>	<b>0,27</b>

Der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung ergab, dass die Datenreihen der Flächen der gesunden Kollateralbänder mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 0,05$  normalverteilt sind. Hingegen sind die Datenreihen der Flächen der kranken Kollateralbänder mit zwei Ausnahmen nicht normalverteilt (Tab. 5). Aufgrund dieser Ergebnisse wurde mit dem Mann-Whitney U-Test geprüft, ob die Mittelwerte der Flächen der kranken und die der gesunden Kollateralbänder gleich groß sind.

Die hierbei zu testende Hypothese ( $H_0$ ) lautete jeweils: Der Mittelwert der Flächen der kranken Kollateralbänder ist genauso groß wie der Mittelwert der Flächen der gesunden Kollateralbänder. Die Gegenhypothese ( $H_1$ ) lautete: Die Mittelwerte der Flächen der kranken Kollateralbänder sind ungleich denen der gesunden (Tab. 6 und 7).

*Tabelle 5: Test der Flächenmittelwerte der kranken medialen gegen die der gesunden medialen Kollateralbänder*

<b>Test der Flächenmittelwerte der kranken medialen gegen die der gesunden medialen Kollateralbänder</b>			
<b>Messpunkt</b>	<b>Ursprung</b>	<b>Korpus</b>	<b>Insertion</b>
<b>Z-Wert</b>	-2,174	-2,983	-3,775
<b>p Wert</b>	0,0297	0,00285	0,0001603
<b>Entscheidung <math>\alpha = 0,05</math></b>	$H_0$ ablehnen	$H_0$ ablehnen	$H_0$ ablehnen

*Tabelle 6: Test der Flächenmittelwerte der kranken lateralen gegen die der gesunden lateralen Kollateralbänder*

<b>Test der Flächenmittelwerte der kranken lateralen gegen die der gesunden lateralen Kollateralbänder</b>			
<b>Messpunkt</b>	<b>Ursprung</b>	<b>Korpus</b>	<b>Insertion</b>
<b>Z-Wert</b>	-0,7769	-0,4876	-1,775
<b>p Wert</b>	0,4372	0,6258	0,07593
<b>Entscheidung <math>\alpha = 0,05</math></b>	$H_0$ annehmen	$H_0$ annehmen	$H_0$ annehmen

Für die medialen Kollateralbänder wird die Hypothese der Gleichheit der Mittelwerte der Flächen abgelehnt. Die Mittelwerte der Flächen der kranken medialen Kollateralbänder sind mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 0,05$  signifikant verschieden von denen der gesunden Kollateralbänder.

Für die lateralen Kollateralbänder wird die Hypothese der Gleichheit der Mittelwerte der Flächen von kranken und gesunden Kollateralbändern mit der angegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit angenommen.

## 5 Diskussion

In dieser Arbeit sollen die Möglichkeiten der Darstellung der Seitenbänder des Hufgelenkes und ihrer unterschiedlichen Erkrankungen mithilfe der Magnetresonanztomographie am stehenden Pferd aufgezeigt werden. Die Magnetresonanztomographie ist das einzige bildgebende Verfahren, das in der Lage ist alle Strukturen des Hufes und insbesondere die Seitenbänder in ihrer Gesamtheit darzustellen. Des Weiteren werden die unterschiedlichen Schäden der Kollateralbänder des Hufgelenkes und deren Bedeutung für die Lahmheitsdiagnostik beim Pferd dargestellt.

Häufig wird aufgrund von diagnostischen Anästhesien die Diagnose Hufrollenerkrankung gestellt, wobei die eigentliche Ursache bzw. die erkrankte Struktur mit anderen bildgebenden Verfahren nicht genauer definiert werden kann. Die röntgenologische Untersuchung des Hufes kann lediglich Aufschluss über knöcherne Veränderungen liefern. Die szintigraphische Untersuchung bietet zwar eine hohe Sensitivität bezüglich abnormaler Knochenaktivität, jedoch eine sehr geringe Spezifität. Die Ultraschalldiagnostik eignet sich grundsätzlich gut zur Darstellung der Weichteilstrukturen. Die Kollateralbänder des Hufgelenkes sind jedoch zu zwei Drittel durch die Hornkapsel verdeckt und nur im proximalen Drittel für die sonografische Untersuchung zugänglich. Während TURNER und SAGE noch im Jahr 2002 die Sonografie als Methode der Wahl für die Desmitis der Kollateralbänder des Hufgelenkes bezeichneten, muss dieser Einschätzung heute mit dem Aufkommen der breiten Verfügbarkeit der Magnetresonanztomographie widersprochen werden (DYSON et al. 2002, DYSON und MURRAY 2004, RIKENHUIZEN 2006, SILL 2007, SMITH und AVELLA 2008). Eine Studie von DYSON und MURRAY 2004 zeigt, dass aufgrund von einer limitierten Sensitivität der Sonographie, von 62 mit MRT diagnostizierten Kollateralbandschäden, nur 20 mit Ultraschall festgestellt wurden.

Derzeit ist für eine computertomographische Untersuchung eine Allgemeinanästhesie erforderlich, darüber hinaus liefert die Computertomographie insbesondere hinsichtlich der Weichteilstrukturen weniger Information. Die Magnetresonanztomographie ermöglicht die Darstellung aller Strukturen im Huf (DENOIX 1994a, WIDMER et al. 2000, DYSON et al. 2002, JAHN et al. 2004, ZUBROD et al. 2005, RIJKENHUIZEN 2006, SILL 2007, DYSON und MURRAY 2011). Anders als andere bildgebende Verfahren, kann die MRT immer nur eine kleine Region bildlich darstellen. Voraussetzung für die Indikation einer magnetresonanztomographischen Untersuchung ist eine möglichst eindeutige Lokalisation des Problems mit Hilfe der klinischen Untersuchung und der diagnostischen Anästhesien, sowie gegebenenfalls anderer bildgebender Verfahren. Durch eine präzise Lokalisation des zu untersuchenden Bereichs, kann die Untersuchungsdauer verkürzt werden (SCHNEIDER et al. 2002, SCHRAMME et al. 2002, SCHULZE 2004, WEINBERGER 2004).



Die Magnetresonanztomographie hat sich in der Humanmedizin, sowohl in der inneren Medizin, als auch in der Orthopädie etabliert. Während in der Humanmedizin Hochfeldgeräte mit einer Magnetfeldstärke zwischen 1,0 und 3,0 Tesla dominieren, haben sich in der Pferdemedizin in erster Linie Niederfeldgeräte mit einer Feldstärke bis zu 0,3 Tesla durchgesetzt.

Bevor die Firma Hallmarq den Equine Limb Scanner® entwickelte, wurden in der Pferdemedizin überwiegend Hochfeldtomographen aus der Humanmedizin genutzt. Nicht nur aufgrund der hohen Anschaffungs- und Wartungskosten sind Hochfeldmagneten für private Pferdekliniken nicht mehr rentabel. Es besteht zudem die Notwendigkeit einer Allgemeinanästhesie der Pferde, um eine magnetresonanztomographische Untersuchung durchführen zu können. Eine Allgemeinanästhesie erzeugt zusätzliche Kosten für die Untersuchung, und birgt neben dem Narkoserisiko auch noch das Aufstehrisiko. Darüber hinaus ist die Gantry der Hochfeldtomographen begrenzt und eine Positionierung des Patienten mit hohem Personalaufwand verbunden. Sowohl Tisch, als auch Narkosegerät und alle weiteren benötigten Geräte müssen frei von ferromagnetischem Material sein, was einen weiteren bedeutenden Kostenfaktor darstellt.

Der in Großbritannien entwickelte Niederfeldmagnet der Firma Hallmarq ist ein für die Untersuchung am stehenden Pferd konzipierter U-förmiger Permanentmagnet mit 0,27 Tesla. Die Markteinführung dieses Magneten erfolgte im Jahr 2003, und er sich in den vergangenen Jahren, sowohl in Europa als auch Nordamerika, weit verbreitet. Da eine Allgemeinanästhesie nicht mehr erforderlich ist, die damit verbundenen Risiken entfallen und sich die Untersuchungskosten dadurch enorm reduzieren, hat sich die Anzahl der Untersuchungen deutlich erhöht. Zudem wirkt sich die physiologische Haltung der Gliedmaße im Stehen vorteilhaft auf die Untersuchung aus. Dadurch werden die entsprechenden physiologischen Druck- und Zugverhältnisse auf Sehnen, Bänder, die Bursa podotrochlearis und die Zehengelenke dargestellt (MITCHELL et al. 2006).

Die niedrige Feldstärke (0,27 Tesla) des „Equine Limb Scanner®“, bedingt ein niedriges Signal-zu-Rausch Verhältnis im Gegensatz zu den Hochfeldgeräten. Das niedrigere Signal-zu-Rausch Verhältnis führt zu einer schlechteren Bildauflösung, und somit zu einer herabgesetzten Bildqualität (KRAFT und GAVIN 2001, TUCKER und FARELL 2001, TUCKER und SANDE 2001, MAIR und KINNS 2005, WERPYPY 2010). Um eine Bildqualität zu erreichen, die mit Bildern von Hochfeldmagneten vergleichbar ist, muss die Untersuchungsdauer bei Niederfeldtomographen entsprechend erhöht werden.

Weiterhin kann sich bei der Magnetresonanztomographie am stehenden Pferd die Bewegung des Patienten negativ auf die Bildqualität auswirken. Aufgrund der erhöhten Untersuchungsdauer kann nicht ausgeschlossen werden, dass Bewegungsartefakte im Bild entstehen. Im Huf sind die Bewegungsartefakte jedoch deutlich weniger zu erwarten als bei

der Untersuchung proximal gelegener Strukturen. Zudem hilft ein Software-Programm die Bewegung zu korrigieren (Motion Insensitiv®, Hallmarq Ltd.). Die Größe des Magneten, mit einem Polabstand von 20 cm, und die derzeit verfügbaren Hochfrequenzspulen limitieren das Untersuchungsgebiet am stehenden Pferd. Zurzeit ist eine Untersuchung der distalen Gliedmaße bis einschließlich Karpus und Tarsus möglich. Bei jungen oder unkooperativen Pferden besteht grundsätzlich die Möglichkeit den Magneten zu drehen, um eine Untersuchung unter Allgemeinanästhesie im Liegen durchzuführen. Durch die ständige Weiterentwicklung der Software bezüglich der Sequenzen und Bewegungskorrektur hat sich die Bildqualität im Lauf der Jahre deutlich verbessert, so dass der Hallmarq Equine Limb Scanner® Akzeptanz gewinnen und sich weltweit verbreiten konnte. Anfänglich standen bei Markteinführung 2003 Gradientenechos T1 und T2\* gewichtet und die STIR Sequenz als Untersuchungssequenzen zur Verfügung. Im Laufe der folgenden Jahre hat sich die Software stetig weiterentwickelt, so dass mittlerweile neben den Gradientenechos auch Protonendichte gewichtete Echos, Fast Spin Echos, Spin Echos und zwei verschiedene fettunterdrückende Sequenzen (STIR GRE und STIR FSE) nutzbar sind. Außerdem ist die Schichtdicke der einzelnen Schnitte variabler geworden. Derzeit ist der 3D Scan mit einer Schichtdicke von 4mm, der 2D Scan mit einer Schichtdicke von 5mm anwendbar. Um dünnere Schichten darstellen zu können ist ein High Resolution Scan 3D mit einer Schichtdicke von 3mm und ein High Resolution Scan 2D mit einer Schichtdicke von 3,5mm verwendbar. Bilder mit einer Schichtdicke von 1mm können durch die Nutzung des Isotropic Scans erstellt werden. High Resolution Scans und der Isotropic Scan bedürfen einer deutlich längeren Untersuchungsdauer. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit bei unruhigen Patienten oder Patienten mit starken Schmerzen die oben genannten Scans als Fast Scan durchzuführen, was zu einer etwas niedrigeren Bildqualität führt, jedoch die Untersuchungsdauer für das Pferd verkürzt.

Während die Magnetresonanztomographie für die Diagnostik der Strahlbeinerkrankung vor 20 Jahren noch für wenig geeignet erachtet wurde (HERTSCH et al. 1988), gilt dieses junge Untersuchungsverfahren mittlerweile weltweit als Goldstandard für die Darstellung von pathologischen Veränderungen der verschiedensten Strukturen im Hufbereich (BIGGI und DYSON 2011). Dabei können sowohl einzelne Veränderungen als auch Mehrfach-Läsionen diagnostiziert werden (DYSON et al. 2003, DYSON et al. 2005, MITCHELL et al. 2006, RIJKENHUIZEN 2006, SILL 2007, DYSON 2011, SILL et al. 2011, DYSON et al. 2011). Obwohl mittlerweile eine weltweite Verfügbarkeit der Magnetresonanztomographie für das Pferd besteht, wird diese Technologie doch im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren nur in wenigen Zentren angeboten. Die Anfertigung und Auswertung der MRT-Bilder setzt Erfahrung voraus (WERPY 2010). Der Erfahrungsaustausch zwischen den Nutzern war

schwierig. Deshalb mussten anfänglich viele diagnostische Kriterien von anderen Spezies auf das Pferd übertragen werden (MURRAY et al. 2006a). Zum einen ist ein gutes Verständnis für eine Reihe von pathologischen Veränderungen wichtig, um eine sichere Diagnose zu stellen, und zum anderen, um eine richtige Therapie zu beginnen (MURRAY et al. 2006b, MARTINELLI und RANTANEN 2005, WERPYPY und RANTANEN 2008). Ein gutes Verständnis der physiologischen anatomischen Strukturen in der zu untersuchenden Region ist für eine sorgfältige Interpretation der MRT-Bilder unerlässlich (MARTINELLI et al. 1996, ROSS und DYSON 2003, SILL 2007, WERPYPY 2011). Gute Bildbetrachtungsprogramme helfen bei der Interpretation der MRT-Bilder die genaue Einplanung der Schnitte nachzuvollziehen. Bei schlecht eingeplanten Schnitten kann es zur Darstellung asymmetrischer Querschnitte und damit zu Fehlinterpretationen kommen (DYSON et al. 2004b, DYSON und MURRAY 2004, SPRIET et al. 2007).

Die Qualität von MRT-Bildern, die mit Hilfe eines Magnetresonanztomographen für das stehende Pferd entstehen, wird am stärksten durch ungünstiges Positionieren und die Bewegung des Pferdes während der Untersuchung beeinflusst. Dies kann zu einer unzureichenden diagnostischen Qualität führen (MITCHELL et al. 2006, WERPYPY 2011). Um eine gleichmäßige, gute Qualität der MRT-Bilder am stehenden Pferd zu erreichen, muss das Personal mit dem Verfahren gut vertraut sein. Einem kleinen Personenkreis, der für die Erstellung der MRT-Bilder verantwortlich ist, fällt es leichter, die Schnitte immer gleichmäßig, nach einem festgelegten Protokoll, einzuplanen. So entstehen vergleichbare Bilder.

Kollateralbandschäden können routinemäßig auch mit den Niederfeldmagneten diagnostiziert werden (MITCHELL et al. 2006, SILL 2007, GUTIERREZ-NIBEYRO et al. 2009, SILL et al. 2011). Die Möglichkeit des Magic Angle Effect im Bereich der Kollateralbänder des Hufgelenks mit dem Equine Limb Scanner® kann die Diagnose der Kollateralbanderkrankung des Hufgelenks zwar in Frage stellen. Jedoch können Maßnahmen ergriffen werden, um dieses Artefakt zu vermeiden. Zum einen wurden die Schnitte für die Untersuchung der Kollateralbänder mit Hilfe eines Fast Spin Echos angefertigt, welches an sich schon unempfindlicher gegenüber dem Magic Angle Effect ist als ein Gradientenecho (BOLAS 2011). Außerdem betrug die TE des Fast Spin Echos in unseren Untersuchungen 84 ms. SPRIET et al. beschreiben 2007, dass bei einer TE länger als 40ms in einem Spin Echo und einer TE länger als 70 ms in einem Turbo Spin Echo, unabhängig von der Magnetfeldstärke, der Magic Angle Effect eliminiert wird. Auch andere Autoren berichten von einer Reduzierung des Magic Angle Effect mit zunehmender Echozeit (TE) im T2 gewichteten FSE (BOLAS 2011, DYSON und MURRAY 2011). Ein weiterer entscheidender Faktor, um einen Magic Angle Effect zu vermeiden, ist die Positionierung der zu untersuchenden Gliedmaße im Magnetfeld. Durch eine gerade, neutrale Positionierung im

Zentrum des Magneten wird sowohl das mediale, als auch das laterale Kollateralband des Hufgelenks in allen Sequenzen hypointens dargestellt (SPRIET et al. 2007). DYSON und MURRAY beschreiben 2004, dass Kollateralbänder asymmetrisch im MR-Bild erscheinen können, wenn die Positionierung des Hufes im Magneten nicht korrekt ist und es während der Bildentstehung zu Unregelmäßigkeiten kommt.

Auch für die Hochfeldgeräte ist ein Magic Angle Effect in Bezug auf die Kollateralbänder des Hufgelenkes beschrieben (WERPY et al. 2009).

Um die Diagnose eines Kollateralbandschadens im knöchernen Bereich zu festigen, wurde ebenfalls eine fettunterdrückende Sequenz genutzt (STIR) sowie Gradientenechos T1w und T2\*w. Diese Sequenzen zeigen sich als sehr nützlich zur Feststellung einer knöchernen Beteiligung des Kron- oder Hufbeins im Ursprungs- und Ansatzbereich des Kollateralbandes. Aufgrund der verwendeten Sequenzen und des präzisen Positionierens des Hufes im Magnetfeld des Niederfeldmagneten kann das Auftreten des Magic Angle Effect ausgeschlossen werden.

Grundlage dieser Arbeit ist die magnetresonanztomographische Untersuchung des Hufes mit Hilfe des Hallmarq Equine Limb Scanner®. Durch die zunehmende Anzahl der magnetresonanztomographischen Untersuchungen des Hufes, hat sich eine Vielzahl von Einzel- oder Mehrfachbefunden der Strukturen im Huf ergeben. In dieser Arbeit wurden die Patienten aus der Pferdeklinik Bargteheide in einem Zeitraum von 2005-2009 ausgewählt, bei denen aufgrund der klinischen Untersuchung, und den damit verbundenen diagnostischen Anästhesien, die Ursache der Lahmheit im Huf eingegrenzt wurde. Vorangegangene röntgenologische Untersuchungen waren unauffällig. In der magnetresonanztomographischen Untersuchung wurden Läsionen an den Kollateralbändern des Hufgelenkes als Einzelbefund festgestellt. Pferde mit Kollateralbandschäden und gleichzeitig vorhandenen Läsionen anderer Strukturen wurden von der Studie ausgeschlossen. Die Anfertigung und Auswertung der MRT-Bilder wurde ausschließlich von 2 Personen unabhängig voneinander durchgeführt.

Die Kollateralbänderkrankung des Hufgelenks als Lahmheitsursache hat in den vergangenen Jahren durch die Magnetresonanztomographie an Bedeutung gewonnen (DENOIX 1998, TURNER und SAGE 2002, DYSON und MURRAY 2004, SCHNEIDER et al. 2005, RIJCKENHUIZEN 2006, DYSON et al. 2008, DAKIN et al. 2009a). Die Erkrankungen der Seitenbänder des Hufgelenkes werden dem Hufrollensyndrom bzw. dem „Palmar Foot Syndrom“ zugeordnet (DYSON et al. 2002, DYSON 2004, SCHNEIDER 2005, RIJCKENHUIZEN 2006, BLUNDEN et al. 2006, SILL 2007, SMITH und AVELLA 2008).

Eine magnetresonanztomographische Studie von DYSON 2004 ergab bei 175 untersuchten Pferden einen Anteil von 24 Pferden mit einer primären Kollateralbänderkrankung im

Hufbereich, sowie weiteren 21 Pferden mit Desmitis eines Kollateralbandes in Verbindung mit weiteren Läsionen. In einer 2007 veröffentlichten Studie von DYSON und MURRAY zeigten 113 Pferde einen Kollateralbandschaden des Hufgelenkes. Davon hatten 85 multiple Läsionen. In einer Studie von SILL et al. 2011, bei der 203 magnetresonanztomographische Untersuchungen des Hufes durchgeführt wurden, beträgt der Anteil von Kollateralbandschäden 15,8%. Die Erfahrungen bezüglich der Kollateralbänderkrankung sind zum jetzigen Zeitpunkt noch gering. Die vorliegenden Studien wurden hauptsächlich mit Hilfe der Hochfeldmagneten durchgeführt (DYSON und MURRAY 2004, ZUBROD et al. 2005, DYSON et al. 2008, DAKIN et al. 2009a).

Diese Arbeit umfasst mit 69 von 1000, in einem Zeitraum von fünf Jahren untersuchten Vorderhufen zwar statistisch nur eine kleine Gruppe. Dennoch sind in vergleichbaren Studien die Gruppen mit Einzelbefunden der Kollateralbänder insgesamt, wie oben ersichtlich, ebenfalls klein.

### **Klinische Untersuchung**

Der Grad der Lahmheit der Pferde in dieser Arbeit war auf der geraden Linie eher gering. 35% zeigten eine Lahmheit Grad 1 und 38% zeigten eine Lahmheit Grad 2. Auf gebogener Linie verschlechterte sich die Lahmheit. Pferde mit einem Kollateralbandschaden des linken Vorderhufes zeigten eine deutliche Verschlechterung auf dem harten Zirkel links herum. 63% der Pferde zeigten dort eine Lahmheit Grad 3, auf dem weichen Zirkel zeigten dann 56% eine Lahmheit Grad 3. Ähnlich verhielt es sich mit Pferden, die einen Kollateralbandschaden des rechten Vorderhufes aufwiesen. Diese zeigten zu 55% eine Lahmheit Grad 3 auf dem harten Zirkel rechts herum, sowie zu 46% auf dem weichen Zirkel rechts herum. Diese Beobachtung deckt sich mit Ergebnissen einer Studie von DYSON und MURRAY aus 2004. Sie stellten zusätzlich fest, dass es keinen Zusammenhang gab, ob der Schaden medial oder lateral lokalisiert war.

In dieser Studie wurde die Lahmheit durch Beugeproben nicht deutlich verschlechtert, 94% der Pferde zeigten eine Lahmheit Grad 0-3 und 6% der Pferde zeigten eine Lahmheit Grad 4 nach der Beugeprobe. Das kann mit Feststellungen von DYSON und MURRAY einhergehen, die 2004 feststellten, dass bei den Pferden mit Kollateralbandschäden kein Schmerz durch passive Manipulation der distalen Gliedmaße induziert werden konnte.

Bei allen Patienten wurden diagnostische Anästhesien zur Lokalisation der Lahmheitsursache durchgeführt.

Bei 70% der Pferde verlief die tiefe Palmarnervenanästhesie (TPA) positiv, bei 20% zeigte sie eine Verbesserung der Lahmheit um mindestens 50% und nur bei 10% verlief die Anästhesie negativ. Bei allen Pferden, bei denen eine diagnostische Anästhesie der mittleren

Palmarernerven (MPA) durchgeführt wurde, verlief die Anästhesie positiv. Bei 75% der Pferde wurde eine diagnostische Anästhesie des Hufgelenks durchgeführt, diese verlief bei 39% positiv und bei weiteren 40% zeigte sich eine Besserung der Lahmheit um mindestens 50%. Bei nur 20% konnte durch die Hufgelenksanästhesie keine Besserung der Lahmheit festgestellt werden. Ähnliche Ergebnisse werden auch in Studien von DYSON und MURRAY 2004, ZUBROD et al. 2005, DYSON et al. 2008 und DAKIN et al. 2009a beschrieben, wobei der Anteil der Pferde mit einer positiven TPA und einer positiven Hufgelenksanästhesie geringer ausfällt. Alle Pferde zeigten aber eine positive Reaktion auf die MPA. Unterschiede bezüglich der TPA und der Hufgelenksanästhesie können in der verwendeten Menge des Lokalanästhetikums, in der verwendeten Technik oder aber in der Zeit zwischen Anästhesie und Kontrolle der Anästhesiewirkung liegen (SCHUMACHER et al. 2009). Diese Befunde werden durch weitere Quellen gestützt, die über positive Hufgelenkanästhesien bei 70-80% der Pferde mit einer Kollateralbanderkrankung berichten (TURNER und SAGE 2002, ZUBROD et al. 2005).

### **MRT Befunde**

Anders als in anderen Studien (DYSON und MURRAY 2004, DAKIN et al. 2009a) wurde in dieser Arbeit das Kollateralband nicht nur nach Schäden im Ursprungs- oder Ansatzbereich differenziert. Für die vorliegende Studie wurden drei Zonen definiert. Zone 1, die den Ursprung des Kollateralbandes am Kronbein beschreibt, Zone 2, die das Korpus des Bandes beschreibt und Zone 3, die die Insertion des Bandes am Hufbein definiert. Die Seitenverteilung in mediale und laterale Kollateralbandschäden sowie die Verteilung der Schäden auf die 3 definierten Zonen wurden beschrieben. In dieser Arbeit konnte kein offensichtlicher Unterschied zwischen der Verteilung von medialen und lateralen Kollateralbandschäden des Hufgelenkes festgestellt werden. 47% der Patienten wiesen einen medialen Kollateralbandschaden auf und 53% zeigten eine Läsion des lateralen Kollateralbandes. Diese Feststellung deckt sich nicht mit Beobachtungen von DYSON und MURRAY 2004, sowie DAKIN et al. 2009a. Diese Autoren stellten mit 74% respektive 76% einen sehr viel höheren Anteil an Schäden des medialen Kollateralbandes fest. In der Studie von DYSON und MURRAY 2004 war die Nutzungsrichtung der Springpferde überrepräsentiert, was ein erhöhtes Risiko für mediale Kollateralbandschäden beim Springpferd andeutet. In dieser Studie waren 42% der Patienten Springpferde, 36% Dressurpferde, 16% Freizeitpferde und 6% der Pferde wurden anderweitig genutzt. Die medialen und lateralen Kollateralbandschäden verteilten sich innerhalb der einzelnen Gruppen nahezu gleichmäßig. In der Gruppe der Springpferde war der Anteil der medialen Kollateralbandschäden etwas häufiger vertreten als der der lateralen Kollateralbandschäden. In den anderen Gruppen waren hingegen die lateralen Kollateralbandschäden etwas häufiger



vertreten als die medialen Läsionen. So kann die vorliegende Studie die Beobachtung von DYSON und MURRAY bestätigen, dass Springpferde ein erhöhtes Risiko für mediale Kollateralbandschäden tragen.

In dieser Arbeit waren die Schäden im Ursprungsbereich des Kollateralbandes am Kronbein mit 36% am häufigsten vertreten, gefolgt von Schäden, die alle 3 Zonen betrafen mit 20%. Kombinierte Schäden von Ursprungsbereich und Korpusbereich lagen bei 20% und Schäden im Insertionsbereich am Hufbein zeigten sich in 16% der Fälle. Reine Schäden im Bereich des Korpus und kombinierte Insertionsschäden waren kaum vertreten. Da eine derartige Zoneneinteilung in ähnlich konzipierten Studien nicht zu finden ist, existieren keine vergleichbaren Daten.

In dieser Studie wurde der Füllungszustand des Hufgelenks anhand der MRT-Bilder beurteilt und bewertet. Dabei zeigten 25% der Patienten nur eine geringgradige Füllung des Hufgelenks, 45% eine mittelgradige Füllung und bei 30% wurde eine hochgradige Füllung des Hufgelenks festgestellt. Dies deckt sich sowohl mit Beobachtungen von DYSON und MURRAY 2004, die eine geringgradige Hufgelenkfüllung als ein häufiges, nicht spezifisches Symptom beschreiben, aber auch mit Feststellung von DENOIX 2000 und 2003, der deutliche strukturelle Veränderungen der Weichteilstrukturen in der unmittelbaren Umgebung der Kollateralbänder beschreibt.

Ein weiterer Beurteilungsparameter sind die sogenannten „poorly defined borders“ des Kollateralbandes. Dabei wurden die Abgrenzung des Bandes zu seiner Umgebung, sowie seine Ränder bewertet. Kollateralbänder, die einen Schaden aufweisen zeigen häufig „poorly defined borders“ (ZUBROD und BARRETT 2007), das heißt, dass das Band keine klare Abgrenzung zu seiner Umgebung hat. In dieser Arbeit konnten dieses Merkmal hauptsächlich im Bereich des Kollateralbandursprungs am Kronbein festgestellt werden. 60% der Patienten die einen medialen Kollateralbandschaden im Ursprungsbereich am Kronbein aufwiesen, zeigten dort keine gute Abgrenzung zum umliegenden Gewebe und 70% der Patienten mit einem lateralen Kollateralbandschaden im Ursprungsbereich am Kronbein zeigten in diesem Bereich „poorly defined borders“. Ähnliche Beobachtungen machte DENOIX bei Ultraschalluntersuchungen, wo er deutliche strukturelle Veränderungen der Kollateralbänder in Kombination mit offensichtlichen Weichteilschwellungen der Kollateralbänder des Hufgelenks beschreibt (DENOIX 2000 und 2003). Allerdings weisen DYSON und MURRAY darauf hin, dass die Kollateralbänder nur im Ursprungsbereich für die Ultraschalluntersuchung zugänglich sind (DYSON und MURRAY 2004).

Darüber hinaus wurde die knöcherne Beteiligung des Ursprungs- und Ansatzbereiches des Kollateralbandes bewertet.



Ähnlich wie in den Studien von DYSON und MURRAY 2004 und DAKIN et al. 2009a/2009b, war die knöcherne Beteiligung der Bandschäden medial im Insertionsbereich am häufigsten. Während im Ursprungsbereich die knöcherne Beteiligung medial bei 3% und lateral bei 16% lag, wurde sie im Insertionsbereich medial bei 53% und lateral bei 27% festgestellt. Ähnliche Beobachtungen sind in Studien von DENOIX 2000, TURNER und SAGE 2002, MARTINELLI und RANTANEN 2005 zu finden. Daher vermuten DAKIN et al., dass die Kollateralbandinsertion ein bedeutender Stresspunkt ist (DAKIN et al. 2009a). Diese Vermutung wird durch pathohistologische Untersuchungen unterstützt (DYSON et al. 2008). Des Weiteren wird ein erhöhtes Risiko für Verletzung der medialen Strukturen im Huf beschrieben, die das biomechanische Gewicht auf die Vorderhufe reflektiert (KEEGAN und DYSON 2003, CHATEAU et al. 2006, DAKIN et al. 2009a).

Unterschiede bezüglich der Verteilung von medialen und lateralen Kollateralbandschäden, sowie Unterschiede in der Lokalisation der Schäden können zum einen durch die verschiedenen Nutzungsrichtungen erklärt werden. Aber auch Unterschiede in den Bodenverhältnissen, dem Training der Pferde oder in der Art Pferde zu beschlagen, können Ursachen für eine unterschiedliche Verteilung der Seiten und der Lokalisationen sein.

Neben den bereits erwähnten Merkmalen für einen Kollateralbandschaden des Hufgelenks, wie Signalverstärkungen, „poorly defined borders“, knöcherne Beteiligungen des Kron- und Hufbeins, ist eine Verdickung des Kollateralbandes ein weiteres Kriterium (ZUBROD und BARRETT 2007). Dazu wurde mit Hilfe des Bildbetrachtungprogramms EFILM die Fläche des medialen und lateralen Kollateralbandes jeweils für den Bereich Ursprung, Korpus und Insertion bestimmt. Die Fläche wurde in Form einer angenommenen Ellipse berechnet und in Quadratzentimetern gemessen. Die Messungen wurden an einem T2 gewichteten transversalen Fastspinecho durchgeführt. Um die Werte der Pferde mit Kollateralbandschäden zu vergleichen, wurde eine Gruppe von 23 klinisch und kernspintomographisch gesunden Pferden untersucht. Auch für die gesunde Gruppe wurde die Fläche der medialen und lateralen Kollateralbänder jeweils im Ursprungs-, Korpus-, und Insertionsbereich bestimmt. Vergleicht man die Mittelwerte der Kollateralbänder in den definierten Zonen der kranken Gruppe mit denen der Gruppe der gesunden Pferde, kann zum einen festgestellt werden, dass die Fläche der erkrankten Kollateralbänder an allen gemessenen Punkten, außer im Bereich des lateralen Kollateralbandursprungs, größer ist, als die Fläche der Kollateralbänder in der gesunden Gruppe. Außerdem ergab der Test auf Normalverteilung der Flächen mit einer angenommenen Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 0,05$ , dass die Flächen der gesunden Kollateralbänder normalverteilt sind, während die Flächen in der Patientengruppe mit zwei Ausnahmen nicht normalverteilt sind. Der Mittelwert der Fläche des lateralen Kollateralbandursprungs der kranken Gruppe war nahezu gleichgroß wie der der gesunden

Gruppe. Sowohl im Bereich des Ursprungs des medialen Kollateralbandes ( $p=0,0297$ ), als auch im Bereich des Korpus des medialen Kollateralbandes ( $p=0,00285$ ) wie auch im Insertionsbereich des medialen Kollateralbandes ( $p=0,0001603$ ) konnten statistisch signifikante Unterschiede hinsichtlich der Mittelwerte zwischen gesunden und kranken Patienten nachgewiesen werden. Für die lateralen Mittelwerte der Flächen des Ursprungs ( $p=0,4372$ ) und des Korpus ( $p=0,6258$ ) waren die Unterschiede nicht signifikant. Im Insertionsbereich des lateralen Kollateralbandes ist der Unterschied mit  $p=0,0753$  zwar deutlich aber statistisch bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha=0,05$  nicht signifikant.

Ferner ergibt sich aus diesen Messungen, dass die Fläche des medialen Kollateralbandes sowohl in der kranken als auch in der gesunden Gruppe größer ist als die Fläche des lateralen Kollateralbandes.

Diese Erkenntnis deckt sich wiederum mit der Beobachtung von ZUBROD et al. 2005. In seiner Studie wird die Querschnittsfläche eines erkrankten medialen Kollateralbandes mit  $1,5 \text{ cm}^2$  beschrieben. Damit war es 2,4-mal größer als das laterale Kollateralband in beiden Vorderhufen, gemessen in einem Protonendichte gewichteten Bild.

Die meisten gesichteten Studien stammen aus dem englischsprachigen Raum, hauptsächlich aus Großbritannien und den USA. Die Anzahl der Studien, die sich allein mit der Erkrankung der Kollateralbänder des Hufgelenkes befassen, ist im Vergleich zu Studien anderer Strukturen im Huf sehr klein. In fast allen Studien wurden nur Schäden ausgewählt, die mit einem Hochfeldmagnet festgestellt wurden. Das macht einen Vergleich mit dieser Arbeit schwierig.

Da die physiologischen Druck- und Zugverhältnisse am stehenden Pferd anders sind, als die beim liegenden Pferd, ist die Darstellung der Kollateralbänder am stehenden Pferd im Niederfeldmagnet nicht direkt mit den Bildern von Hufen eines liegenden Pferdes in einem Hochfeldmagneten zu vergleichen. Sowohl der Sehnen- als auch der Bandapparat wird beim stehenden Pferd mehr belastet und der Druck in den synovialen Strukturen wird verändert. Dazu kommt, dass bei den im Liegen untersuchten Pferden mit Hochfeldgeräten die Schäden in T1 gewichteten, T2 gewichteten und fettsupprimierten Bildern diagnostiziert wurden, während in dieser Arbeit für die eigentlichen Kollateralbandschäden nur das T2 gewichtete Fastspinecho genutzt wurde. Nur für die knöcherne Beurteilung wurden zusätzlich Gradientenechos T1 und T2 gewichtete Sequenzen, sowie die STIR Sequenz hinzugezogen.

In der Literatur wird über die diagnostische Aussagekraft der Niederfelddtomographen im Vergleich zu Hochfeldgeräten kontrovers diskutiert. Einige Autoren (DYSON und MURRAY 2004, DYSON et al. 2008, DAKIN 2009a/2009b) schließen in Niederfelddtomographen diagnostizierte Kollateralbandschäden auf Grund eines möglichen Magic Angle Effect aus

ihren Studien aus. Andere Autoren berichten über eine höhere Bildqualität der Hochfeldgeräte im Vergleich zu den Niederfeldgeräten, stellen aber auch fest, dass dadurch kein entscheidender diagnostischer Vorteil entsteht (GUTBERLET et al. 2004, RÖTTGEN et al. 2005).

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die Bildqualität der Niederfeldmagneten für eine Diagnosestellung ausreicht. Zum einen wurden Maßnahmen zur Vermeidung eines Magic Angle Effect ergriffen, in dem eine Sequenz gewählt wurde, die für dieses Artefakt unempfindlicher ist. Der Schaden wurde in mindestens 2 Ebenen festgestellt, knöcherne Beteiligungen von Kron- und Hufbein wurden in zusätzlichen Sequenzen beurteilt und die Positionierung und die Anfertigung der Bilder wurden in allen Fällen von denselben Personen durchgeführt. Auch wenn die Bildqualität des Hallmarq Veterinarian Limb Scanner® im Vergleich zu Hochfeldgeräten niedriger ist, liefert dieser Niederfeldtomograph diagnostisch zufriedenstellende Bilder beim Pferd im Hufbereich. Dieses wird durch andere Autoren (MITCHELL et al. 2006, LUCIANI et al. 2007, STEENBUCK 2008, GUTIERREZ-NIBEYRO et al. 2009, SILL et al. 2011) bestätigt.

Abschließend kann festgestellt werden, dass die magnetresonanztomographische Untersuchung des Hufes die bildgebende Diagnostik im Hufbereich des Pferdes entscheidend bereichert und weitergebracht hat. Durch dieses moderne Diagnoseverfahren können Begriffe wie Hufrollenerkrankung oder Hufrollensyndrom präziser definiert werden. Folglich sind gezieltere Diagnosen, Behandlungen und Aussagen bezüglich der Prognose möglich. Die diagnostischen Anästhesien im Hufbereich bedürfen deshalb einer besonders kritischen Interpretation. WERPY beschreibt 2010, dass die Lahmheitsdiagnostik so wie sie in der Pferdemedizin bekannt war aufgrund der neuen Technologien und Fortschritte in der bildgebenden Diagnostik überdacht werden muss.

Die Magnetresonanztomographie am stehenden Pferd ermöglicht die Darstellung aller Strukturen des Hufes unter physiologischen Druck- und Zugverhältnissen. Die Untersuchungskosten fallen wegen eines geringeren Personalaufwandes und einer nicht erforderlichen Allgemeinanästhesie deutlich niedriger aus. Zudem entfällt das Narkose- und Aufstehrisiko. Aufgrund der niedrigeren Kosten im Vergleich zur Untersuchung im Hochfeldtomographen unter Allgemeinanästhesie können somit deutlich mehr Pferde diesem bildgebenden Verfahren unterzogen werden. Die Magnetresonanztomographie mit dem Hallmarq-System ist zurzeit das einzige bildgebende Verfahren zur vollständigen Darstellung der Kollateralbänder des Hufgelenks und zur Feststellung der Erkrankungen der Kollateralbänder des Hufgelenks ohne eine Allgemeinanästhesie.

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe der verwendeten magnetresonanztomographischen Untersuchungstechnik die festgelegten Untersuchungsparameter (verändertes Signal, poorly defined borders, knöcherne Beteiligung, veränderte Kollateralbandfläche) beurteilt werden können und somit sichere Aussagen über physiologische und/oder pathologische Zustände des Kollateralbandes des Hufgelenks gemacht werden können.

## 6 Zusammenfassung

Ina Lorenz

### **Die Darstellung der Seitenbänder des Hufgelenkes und ihrer Erkrankungen mit Hilfe der Magnetresonanztomographie am stehenden Pferd**

Aus der Chirurgischen Tierklinik  
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig  
Eingereicht im Dezember 2011

94 Seiten, 61 Abbildungen, 6 Tabellen, 111 Literaturangaben, 11 Anhänge

Schlüsselwörter: Magnetresonanztomographie, Pferd, Kollateralbänder, Seitenbänder, Hufgelenk, Niederfeldtomograph

Mit Einführung des Hallmarq Equine Limb Scanner® wurde es möglich, die distalen Gliedmaßenabschnitte des Pferdes und speziell den Huf einer magnetresonanztomographischen Untersuchung am stehend sedierten Tier zu unterziehen. Die Diagnose der Erkrankung der Kollateralbänder des Hufgelenkes wird damit deutlich einfacher möglich, falls der Niederfeldtomograph hierfür geeignet ist. Zur Bewertung der Eignung des Equine Limb Scanner wurden im Zeitraum von 2005 bis 2009 aus eintausend an der Pferdeklinik Bargteheide mittels des Hallmarq Equine Limb Scanner® 0,27 T-Systems im Stehen untersuchten Pferden diejenigen 69 Patienten ausgewählt, welche ausschließlich eine Erkrankung im Bereich der Kollateralbänder des Hufgelenkes aufwiesen. Die Untersuchung erfolgte damit bei gleichzeitiger physiologischer Zug- und Druckbelastung des zu untersuchenden Gliedmaßenabschnittes. Die Beurteilung der Kollateralbänder und ihrer Erkrankungen wurden anhand eines transversalen und frontalen Fast Spin Echo T2 gewichtet durchgeführt. Um den Ursprungsbereich des Kollateralbandes am Kronbein und den Ansatzbereich am Hufbein zu bewerten wurden zusätzlich Gradientenechos T1 und T2\* gewichtet, sowie die STIR Sequenz genutzt. Die Verwendung des Fast Spin Echos T2w mit einer Echozeit von TE=84 ms sowie eine fachgerechte Positionierung des Hufes im Magneten diente zum Ausschluss eines möglichen Magic Angle Effect.

Das Kollateralband wurde in drei definierte Zonen (Ursprung, Korpus, Insertion) eingeteilt, um die genaue Lokalisation der Läsion zu beschreiben. Dabei konnte beobachtet werden, dass der Kollateralbandursprung (36%) am häufigsten betroffen ist, gefolgt von Schäden in allen drei Zonen (20%) sowie Ursprung und Korpus (20%), Insertion (16%), und Schäden nur am Korpus (3%) und Korpus und Insertion (3%), Ursprung und Insertion (2%).

Bei der klinischen Untersuchung fiel auf, dass bei fast allen Patienten die Lahmheit sowohl auf dem harten als auch auf dem weichen Zirkel jeweils auf der inneren Hand am deutlichsten zu erkennen war.

Das Phänomen der schlechten Abgrenzung des Kollateralbandes zu seiner Umgebung (poorly defined borders) wurde im transversalen und frontalen Fast Spin Echo T2w beurteilt. Hierbei konnte festgestellt werden, dass diese Veränderung hauptsächlich im Ursprungsbereich vorkommt. Bei 70% der Patienten mit einem lateralen Kollateralbandschaden im Ursprungsbereich am Kronbein und bei 59% der Patienten mit einem medialen Kollateralbandschaden im Ursprungsbereich am Kronbein konnte dies beobachtet werden.

Zur Feststellung einer knöchernen Beteiligung von Kron- und/oder Hufbein wurden zusätzlich Gradientenechos T1 und T2\*w sowie die STIR Sequenz hinzugezogen. Dabei zeigte sich, dass eine Beteiligung des Knochens vorwiegend im Bereich der medialen Insertion (53%) und weniger lateral (27%) vorkommt. Im Ursprungsbereich ist diese lateral in 16% der Fälle und medial in 3% der Fälle vorzufinden.

Die Durchmesser des medialen und lateralen Kollateralbandes im Ursprungs-, Korpus-, und Insertionsbereich wurden im Bild eines transversalen Fast Spin Echo T2w ermittelt. Dazu wurden zusätzlich Referenzwerte von 23 klinisch und magnetresonanztomographisch gesunden Patienten angefertigt. Es wurde festgestellt, dass die Mittelwerte der Flächen der medialen Kollateralbänder in allen drei Zonen bei erkrankten Patienten statistisch signifikant größer waren als bei gesunden Pferden (Ursprung  $p=0,0297$ , Korpus  $p=0,00285$  und Insertion  $p=0,0001603$ ). Die Mittelwerte der Flächen der lateralen Kollateralbänder unterschieden sich bei gesunden und kranken Patienten im Ursprungs-, und Korpusbereich nicht signifikant (Ursprung  $p=0,4372$ , Korpus  $p=0,6258$ ), im Bereich der lateralen Insertion konnte ein deutlicher aber statistisch nicht signifikanter Unterschied ( $p=0,0753$ ) beobachtet werden bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha=0,05$ .

Die Ergebnisse dieser Arbeit untermauern die Wichtigkeit moderner bildgebender Verfahren zur Ergänzung und Vervollständigung der klinischen Untersuchung, der Diagnosefindung, der differentialdiagnostischen Abgrenzung, der Therapieplanung und prognostischer Aussagen. Insbesondere im Hufbereich liefert die Magnetresonanztomographie wichtige Informationen zur Erkennung der erkrankten Struktur. Sie bietet eine differenzierte Abgrenzung einer erkrankten Struktur, in diesem Fall der Seitenbänder, die bisher häufig dem Begriff Hufrollensyndrom zugeordnet wurde und mit herkömmlichen bildgebenden Verfahren nicht oder nur teilweise dargestellt werden konnte.

Die Untersuchung mit dem Hallmarq Equine Limb Scanner® Niederfeldtomographen am stehend sedierten Pferd ist hierfür nach vorliegenden Ergebnissen hervorragend geeignet.

## 7 Summary

Ina Lorenz

### **Delineation of the collateral ligaments of the distal interphalangeal joint and their affections using magnetic resonance tomography on the standing horse**

From the Large Animal Clinic for Surgery  
Faculty of Veterinary Medicine, University of Leipzig  
Submitted in December 2011

94 pages, 61 figures, 6 tables, 111 references, 11 appendices

Keywords: MRI, horse, collateral ligaments, DIP joint, low-field magnet, desmitis

The introduction of the Hallmarq Equine Limb Scanner® enabled a MRI examination of the standing sedated horse scanning the horse's distal limb especially the foot region. Diagnosing desmitis of the collateral ligaments of the DIP joint becomes considerably easier possible if the low-field magnet is eligible for this purpose. To validate the suitability of the Equine Limb Scanner 69 patients were selected which had exclusively desmitis of the CL of the DIP joint as a single affection out of one thousand horses at Bargteheide's Equine Clinic which had a standing MRI examination of the foot with the Hallmarq Equine Limb Scanner® low-field magnet. This magnet allows an examination in a standing position while showing the physiological tensile strain and pressure load of the region to be scanned.

The CL of the DIP joint and their lesions were evaluated on a transversal and frontal Fast Spin Echo (FSE) T2 weighted. Additionally gradient echoes T1w and T2\*w as well as a STIR sequence were used for reviewing the area of the origin of the CL on P2 and the insertion on P3. Correct positioning in the magnet and evaluating the lesions on a FSE T2w image with a TE=84ms were used to avoid a magic angle effect.

For an exact description of the lesion 3 areas were defined for the CL of the DIP joint (origin, corpus, insertion). Lesions of the CL in the area of the origin were most frequently seen (36%), followed by lesions of origin, corpus and insertion (20%) and lesions of origin and corpus (20%), lesions at the insertion on P3 (16%), lesions only at the corpus (3%), lesions at corpus and insertion (3%), lesions at the origin and insertion were seen less (2%). The clinical examination revealed that in almost all patients lameness became more obvious on the hard and soft circle line with the affected limb inside.

The CL was judged and evaluated looking at its borders in the FSE T2w image. CL's showing no smooth and clear borders were described as having poorly defined borders. Poorly defined borders were predominantly seen at the origin of the CL on P2. 70% of the patients diagnosed with a lesion at the lateral origin and 59% of the patients diagnosed with a lesion on the medial origin on P2 showed poorly defined borders.

For judging osseous abnormalities on P2 and/or P3 gradient echoes T1w and T2\*w as well as a STIR sequence were additionally used. Osseous abnormalities were predominantly detected at the insertion of the CL on P3. 53% of the patients diagnosed with a medial CL desmitis at the insertion on P3 showed osseous abnormalities, 27% of patients with a lesion at the lateral insertion had osseous abnormalities. The number of osseous abnormalities on P2 is seen in 16% lateral and in 3% medial.

Cross-section areas of the medial and lateral CL were calculated at the area of origin, corpus and insertion looking at a FSE T2w transversal image. Additionally 23 patients being sound in the clinical exam and showing no abnormal findings in the MRI examination were used for references. As a result in affected horses cross-sections areas of the medial CL in all three defined areas were statistically significant bigger (origin  $p=0,0297$ , corpus  $p=0,00285$ , insertion  $p=0,0001603$ ) than in the group of sound horses. Cross-section areas of the lateral CL at the origin on P2 and on the corpus did not show a significant difference (origin  $p=0,4372$ , corpus  $p=0,6258$ ) while on the insertion on P3 the cross-section area showed an obvious difference but not statistically significant ( $p=0,0753$ ) using a level of significance of  $\alpha=0,05$ .

The result of this study confirms the importance of modern diagnostic imaging methods as a completion for lameness examination, diagnosis, therapy and further prognosis.

Especially in the equine foot MRI has become a valuable technique to reveal structures and their lesions in the foot, in this case of the collateral ligaments of the DIP joint, which are due to the hoof capsule not or partially accessible for other modalities.

The present results confirm that using the Hallmarq Equine Limb Scanner® low-field magnet for examination on the standing sedated horse is suited outstandingly.



## 8 Literaturverzeichnis

Allen K.

Case studies, case study #1: medial collateral desmitis of the distal interphalangeal joint.

In: Proceedings of the 53<sup>rd</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 01.-05.Dezember 2007; Orlando, Florida, USA. S. 276-80.

Bertone JJ, Lynn RC, Vatisas NJ, Kelch WJ, Sifferman RL, Hepler DI.

Clinical field trial to evaluate the efficacy of topically applied diclofenac liposomal cream for the relief of joint lameness in horses.

In: Proceedings of the 48<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 04.-08.Dezember 2002; Orlando, Florida, USA. S. 190-3.

Biggi M, Dyson SJ.

Vergleich von Röntgen- und MRT-Befunden am distalen Strahlbeinrand unter Berücksichtigung von distalen Randfragmenten und zystischen Läsionen.

Pferdeheilkunde. 2011; 27: 100.

Blunden A, Dyson SJ, Murray RC, Schramme M.

Histopathology in horses with chronic palmar foot pain and age-matched controls. Part 1: Navicular bone and related structures. Equine Vet J. 2006; 38: 15-22.

Bohndorf K.

MRT des Skeletts, der peripheren Weichteile und der Gelenke.

Radiol Diagn. 1992; 33: 7-12.

Bolas N.

Basic MRI principles.

In: Equine MRI.

1. Aufl. Chichester: Wiley-Blackwell, 2011.

Budras KD, Röck S.

Atlas der Anatomie des Pferdes.

Hannover, Schlütersche; 2. Auflage 1994. S. 12.

Busoni V, Snaps F.

Effect of deep digital flexor tendon orientation on magnetic resonance imaging signal intensity in isolated equine limbs - the magic angle effect.

Vet Radiol Ultrasound. 2002; 43: 428-30.

Busoni V, Snaps F, Trenteseaux J, Dondelinger RF.

Magnetic resonance imaging of the palmar aspect of the equine podotrochlear apparatus: normal appearance.

Vet Radio Ultrasound. 2004; 45: 198-204.

Busoni V, Heitmann M, Trenteseaux J, Snaps F, Dondelinger RF.

Magnetic resonance imaging findings in the equine deep digital flexor tendon and distal sesamoid bone in advanced navicular disease - an ex vivo study.

Vet Radiol Ultrasound. 2005; 46: 279-86.

Brix G.

Physikalische Grundlagen.

In: Reiser M, Semmler W, Hrsg. Magnetresonanztomographie.

3. Aufl. Berlin, Heidelberg, New York: Verlag Springer; 2002.

Carter GK.

Diagnostic anaesthesia in the lameness examination: Potential areas of confusion.

In: Proceedings of the 51<sup>st</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 03.-07. Dezember 2005; Seattle, Washington, USA. S. 1-5.

Chateau H, Degueurce C, Denoix JM.

Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe.

Equine Vet J. 2006; 38: 164-69.

Cotton A, Delfaut E, Demondion X, Lapegue F, Boukhelifa M, Boutry N, Chastanet P, Gougeon F.

MR Imaging of the knee at 0.2 and 1.5 T: Correlation with surgery.

AJR. 2000; 174: 1093-7.

Crass JR, Genovese RL, Render JA, Bellon EM.

Magnetic resonance, ultrasound and histopathologic correlation of acute and healing equine tendon injuries.

Vet Radiol Ultrasound. 1992; 33: 206-16.

Dahlgren LA.

Pathobiology of tendon and ligament injuries.

Clinical Techniques in Equine Practice.

Elsevier Saunders: 2007. S. 168-73.

Dakin SG, Dyson SJ, Murray RC, Tranquille C.

Osseous abnormalities associated with collateral desmopathy of the distal interphalangeal joint: Part 1.

Equine Vet J. 2009a; 41: 786-93.

Dakin SG, Dyson SJ, Murray RC, Newton R.

Osseous abnormalities associated with collateral desmopathy of the distal interphalangeal joint: Part 2: Treatment and Outcome.

Equine Vet J. 2009b; 41: 794-99.

Denoix JM.

Functional anatomy of tendons and ligaments in the distal limbs (manus and pes).

Vet Clin North Am (Equine Pract). 1994a; 10: 271-322.

Denoix JM.

Diagnostic techniques for identification and documentation of tendon and ligament injuries.

Vet Clin North Am Equine Pract. 1994b; 10: 365-408.

Denoix JM.

The collateral ligaments of the distal interphalangeal joint: anatomy, roles and lesions.

Hoofcare Lameness 1998; 70: 29-32.

Denoix JM.

Functional anatomy of the equine interphalangeal joints.

In: Proceedings of the 45<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 05.-08. Dezember 1999; Albuquerque, New Mexico, USA. S. 174-77.

Denoix JM.

Ligament injuries of the distal interphalangeal joint in horses.

In: Proceedings of the 6<sup>th</sup> World Equine Veterinary Association Congress 2000. S. 41-43.

Denoix JM.

The equine distal limb. Atlas of Clinical Anatomy and Comparative Imaging.

2<sup>nd</sup> Impression; Iowa State University Press/Ames 2002. S. 129.

Denoix JM.

Ultrasonography of the foot.

In: Proceedings Meeting of the American College of Veterinary Surgeons (ACVS) 2003. S. 13.

Dietz O, Huskamp B.

Handbuch der Pferdepraxis.

3. Auflage Stuttgart: Enke; 2006.

Dyce KM, Sack WO, Wensing CJ.

Anatomie der Haustiere.

1. Aufl. Stuttgart: Enke; 1997. S. 610.

Dyson SJ.

Normal MRI Anatomy.

In: Murray RC Equine MRI.

1. Aufl. Chichester: Wiley-Blackwell; 2011. S. 157-8.

Dyson SJ, Blunden T, Murray RC.

The collateral ligaments of the distal interphalangeal joint: Magnetic resonance imaging and post mortem observations in 25 lame and 12 control horses.

Equine Vet J. 2008; 40: 538-44.

Dyson SJ, Murray RC.

Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 62 horses (January 2001- December 2003).

In: Proceedings of the 50<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 04.-08. Dezember 2004; Denver, Colorado, USA. S. 248-56.

Dyson SJ, Murray RC.

Lameness and diagnostic imaging in the sports horse: Recent advances related to the digit.

In: Proceedings of the 53<sup>rd</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 01.-05. Dezember 2007; Orlando, Florida, USA. S. 262-75.

Dyson SJ, Murray RC.

Pathology, the foot and pastern.

In Murray RC Equine MRI.

1. Aufl. Chichester: Wiley-Blackwell; 2011. S. 292-7.

Dyson SJ, Murray RC, Schramme MC.

Lameness associated with foot pain: result of magnetic resonance imaging in 199 horses (January 2001-December 2003) and response to treatment.

Equine Vet J. 2005; 37: 113-21.

Dyson SJ, Murray RC, Schramme MC.

Recent developments in the diagnosis of foot pain: what we have learned from magnetic resonance imaging?.

In: Proceedings of the International Symposium on Diseases of the Icelandic horses; 27.-28. Juni 2004a; Selfoss, Island. S. 15-6.

Dyson SJ, Murray RC, Schramme MC, Blunden T.

Current concepts of navicular disease.

Equine veterinary education. 2011. 23: 27-39.

Dyson SJ, Murray RC, Schramme MC, Branch M.

Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses (2001 -2002).

Equine Vet J. 2004b; 36: 160-6.

Dyson SJ, Murray RC, Schramme MC, Branch MV.

Magnetic resonance imaging of the equine foot.

Equine Vet J. 2003; 35: 18-26.

Gabriel A, Yousfi S, Detilleux J, Dessy-Doice C, Bernard C.

Morphometric study of the equine navicular bone: Comparison between fore and rear limbs.

J Am Vet Med Assoc. 1997; 44: 579-94.

Gutierrez-Nibeyro SD, White NA2sd, Werpy NM, Tyrrell L, Allen KA, Sullins KE, Mitchell RD

Magnetic resonance imaging findings of desmopathy of the collateral ligaments of the equine distal interphalangeal joint.

Vet Radiol Ultrasound 2009; 50: 21-31.

Gutberlet M, Grothoff M, Freyhardt P, Schwinge K, Plotkin M, Amthauer H, Noeske R, Felix R.

Comparison of different cardiac MRI sequences at 1.5/3.0 T with respect to signal-to-noise and contrast-to-noise ratios - initial experience.

Fortschr Röntgenstr. 2004; 176: 17-20.

Hallmarq Veterinary Imaging LTD.

MRI protocols for the standing sedated horse.

Edition 1.05: 31<sup>st</sup> October 2007.

Herber S, Kreitner KF, Kalden P, Löw R, Berger S, Thelen M.

Niederfeld-MRT des Sprunggelenkes - Erste Erfahrungen bei Kindern und Jugendlichen an einem offenen 0,2 T MR-System.

Fortschr Röntgenstr. 2000; 172: 267-73.

Hertsch B, Haack D, Trummer R, Döhring W, De Laat FLMAH.

Ein Vergleich der Darstellung des Strahlbeins beim Pferd mit Hilfe der herkömmlichen Röntgenübersichtsaufnahme nach Oxspring, der konventionellen Verwischungstomographie, der digitalen Lumineszenzradiographie, der Computertomographie und der Kernspintomographie.

Pferdeheilkunde. 1988; 2: 67-72.

Hevesi A, Stanek C, Garamvolgyi R, Petrasi Z, Bogner P, Repa I.

Comparison of the navicular region of newborn foals and adult horses by magnetic resonance imaging.

J Vet Med A Physiol Pathol Clin Med. 2004; 51: 143-9.

Hickman J.

Navicular Disease - What are we talking about?.

Equine Vet J. 1989; 21: 395-8.

Jahn W, Lorenz I, Steenbuck N, Sill V, Möglichkeiten der Kernspintomographie am stehenden Pferd.

In: Deutsche Veterinärmedizinische Gesellschaft e.V.: 18. Arbeitstagung; 04/05.März 2004; Hannover, Deutschland. S. 88-9.

Kassianoff I, Wissdorf H.

Ergänzungsvorschläge zur Nomenklatur am Strahlbein (Os sesamoideum distale) des Pferdes. Pferdeheilkd. 1992; 8: 157-9.

Keegan K, Dyson SJ.

Clinical examination of foot pain.

In: Diagnosis and Management of Lameness in the horse. Philadelphia: Saunders WB; 2003. S. 319-30.

Kleiter M, Kneissl S, Stanek C, Mayrhofer E, Baulain U, Deegen E.

Evaluation of magnetic resonance imaging techniques in the equine digit.

Vet Radiol Ultrasound. 1999; 40: 15-22.

Kotani H, Taura Y, Sakai A, Tsuka T, Kageyama Y, Nakaichi M.

Antemortem evaluation for magnetic resonance imaging of the equine flexor tendon.

J Vet Med Sci. 2000; 62: 81-4.

Kraft SL, Gavin P.

Physical principles and considerations for equine computed tomography and magnetic resonance imaging.

Vet Clin North Am Equine Pract. 2001; 17: 115-30.

Liebich HG.

Funktionelle Histologie.

2. Aufl. Stuttgart, New York: Schattauer; 1993.

Luciani A, Swagemakers JH, Koene M, Kache C.

Magnetic resonance imaging of the equine distal limb in standing position: technique and results.

Proceedings of the Annual Meeting of the Italian Association of Equine Veterinarians; 2007 Bologna, Italy. S. 170-71.

Mair TS.

Evaluation of standing MRI for imaging soft tissue structures of the foot.

In: Proceedings of the 43<sup>rd</sup> British Equine Veterinary Association (BEVA) Annual Congress; 15.-18. September 2004; Birmingham, Großbritannien. S. 12.

Mair TS, Kinns J.

Deep digital flexor tendonitis in the equine foot diagnosed by low-field magnetic resonance imaging in the standing patient: 18 cases.

Vet Radiol Ultrasound. 2005; 46: 458-66.

Mair TS, Kinns J, Jones RD, Bolas NM.

Magnetic resonance imaging of the distal limb of the standing horse: Technique and review of 40 cases of foot lameness.

In: Proceedings of the 49<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 21.-25. November 2003; New Orleans, Louisiana, USA. S. 29-41.

Mair TS, Sherlock CE.

Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in conjunction with concurrent ossification of the cartilage of the foot in nine horses.

Equine Vet Education. 2008; 20: 485-92.

Martinelli MJ, Baker GJ, Clarkson RB, Eurell JC, Pijanowski GJ, Kuriashkin IV.

Magnetic resonance imaging of degenerative joint disease in a horse: a comparison to other diagnostic techniques.

Equine Vet. J. 1996; 280: 410-5.

Martinelli MJ, Rantanen NW.

Relationship between nuclear scintigraphy and standing MRI in 30 horses with lameness of the foot.

In: Proceedings of the 51<sup>st</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 03.-07. Dezember 2005; Seattle, Washington, USA. S. 359-65.

Mehl ML, Tucker RL, Ragle CA, Schneider RK.

The use of MRI in the diagnosis of equine limb disorders.

Equine Practice. 1998; 9: 14-7.



Mitchell RD, Edwards III RB, Makkreel LD, Oliveira TD.

Standing MRI lesions identified in jumping and dressage horses with lameness isolated to the foot.

In: Proceedings of the 52<sup>nd</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 02.-06.Dezember 2006; San Antonio, Texas, USA. S. 422-6.

Murray RC.

Validating MRI of the equine limb.

In: Proceedings of the 41<sup>st</sup> British Equine Veterinary Association (BEVA) Annual Congress; 11.-14. September 2002; Glasgow, Großbritannien. S. 127-8.

Murray RC.

Equine MRI

1. Aufl. Chichester: Wiley-Blackwell 2011. S. 157-8.

Murray RC, Dyson SJ

Image interpretation and Aartifacts.

In: Clinical Techniques in Equine Practice.

Magnetic Resonance Imaging. 2007; 6: 16-25.

Murray RC, Blunden AS, Mair T.

Comparison of high and low field magnetic resonance imaging of the distal limb of lame horses: preliminary findings.

In: Proceedings of the 46<sup>th</sup> British Equine Veterinary Association (BEVA) Annual Congress; 12.-15. September 2007; Edinburgh, Großbritannien. S. 423.

Murray RC, Schramme MC, Dyson SJ, Branch MV, Blunden TS.

Magnetic resonance imaging characteristics of the foot in horses with palmar foot pain and control horses.

Vet Radiol Ultrasound. 2006a; 47: 1-16.

Murray RC, Blunden TS, Schramme MC, Dyson SJ.

How does magnetic resonance imaging represent histologic findings in the equine digit?.

Vet Radiol Ultrasound 2006b; 47: 17-31.

Murray RC, Roberts BL, Schramme MC; Dyson SJ, Branch M.

Quantitative evaluation of equine deep digital flexor tendon morphology using magnetic resonance imaging.

Vet Radiol Ultrasound. 2004; 45: 103-11.

Nickel R, Schummer A, Seiferle E.

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 1, Bewegungsapparat.

6. Aufl. Berlin: Parey; 1992. S. 91-7.

O'Callaghan MV.

Future diagnostic methods.

Vet Clin North Am Equine Pract. 1991; 7: 467-78.

Ramey DW.

Prospective evaluation of forelimb flexion tests in practice: Clinical response, radiographic correlations and predictive value for future lameness.

In: Proceedings of the 43<sup>rd</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 07.-10. Dezember 1997; Phoenix, Arizona, USA. S. 116-20.

Reiser M, Semmler W.

Magnetresonanztomographie.

Berlin, Heidelberg, Springer Verlag; 3. Auflage; 2002.

Rijkenhuizen AB.

Navicular disease: a review of what's new?.

Equine Vet J. 2006; 38: 82-6.

Ross MW, Dyson SJ.

Diagnosis and management of lameness in the horse.

Philadelphia: Saunders WB; 2003.

Röttgen R, Haltaufderheide K, Schröder RJ, Lorenz M, Herzog H, Neumann F, Lehmkuhl L, Winter L, Felix R, Bruhn H.

Auswirkung der Feldstärke bei der standardisierten Kernspintomographie des Gehirns am Beispiel der Darstellung von Hirnnerven und Gefäßen in den basalen Zisternen: Vergleich zwischen 1,5 und 3,0 Tesla.

Fortschr Röntgenstr. 2005; 177: 530-5.

Sampson SN, Schneider RK, Gavin PR.

Magnetic resonance imaging findings in horses with recent and chronic bilateral forelimb lameness diagnosed as navicular syndrome.

In: Proceedings of the 54<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 06.-10. Dezember 2008; San Diego, California, USA. S. 419-34.

Schmidt W.

Klinische, morphologische und morphometrische Untersuchungen bei chronischer Tendopathie der Beugesehne und des M. interosseus medius des Pferdes sowie die therapeutische Wirkung von hochmolekularer Hyaluronsäure.

[Dissertation med. vet.]

Hannover: Tierärztl. Hochschule; 1991.

Schneider RK, Gavin PR, Tucker RL, Scruton C, Ragle CR.

Magnetic resonance imaging (MRI) of the distal equine limbs.

In: Proceedings of the 11<sup>th</sup> Annual Scientific Meeting of the European College of Veterinary Surgeons (ECVS); 05.-07. Juli 2002; Wien, Österreich. S. 104-5.

Schneider RK, Gavin PR, Tucker RL.

What MRI is teaching us about navicular disease.

In: Proceedings of the 49<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 21.-25. November 2003; New Orleans, Louisiana, USA. S. 210-9.

Schneider RK, Sampson SS, Gavin PR.

Magnetic resonance imaging evaluating of horses with lameness problems.

In: Proceedings of the 51<sup>st</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 03.-07. Dezember 2005; Seattle, Washington, USA. S. 21-34.

Schramme MC, Murray RC, Blunden AS, Dyson SJ.

A comparison between magnetic resonance imaging, pathology, and radiology in 34 limbs with navicular syndrome and 25 control limbs.

In: Proceedings of the 51<sup>st</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 03.-07. Dezember 2005; Seattle, Washington, USA. S. 348-58.

Schramme MC, Murray RC, Dyson SJ, Whitton C, Buckley C, Wales A, Blunden AS.  
Midfield magnetic resonance imaging (MRI) of navicular syndrome in cadaver limbs of horses.

In: Proceedings of the 11<sup>th</sup> Annual Scientific Meeting of the European College of Veterinary Surgeons (ECVS); 05.-07. Juli 2002; Wien, Österreich. S. 187-9.

Schild HH.

MRI-made easy.

Berlin, Schering Diagnostika GmbH, 1997. S. 29-39.

Schild H.

Klinische Hochfeld-MRT.

Fortschr Röntgenstr. 2005; 177: 621-31.

Schulze T.

Kernspintomographie im Ansatzbereich der tiefen Beugesehne.

Pferde Spiegel. 2004; 4: 6-11.

Schumacher J, Schramme MC, Cert EO, Schumacher J, DeGraves F.

How to perform and interpret diagnostic analgesia of the equine foot.

In: Proceedings of the AAEP Focus Meeting on the Foot; 2009; Columbus, Ohio, USA. S. 90-93.

Seiderer M.

Grundlagen und Technik.

In: Lissner J, Seiderer M, Hrsg.

Klinische Kernspintomographie.

2. Aufl. Stuttgart: Enke; 1990. S. 1-136.

Sill V.

Kernspintomographische Untersuchungen in der Hufregion am stehenden Pferd.

[Dissertation med. vet.]

Ludwig-Maximilians-Universität München; 2007.

Sill V, Skorka A, Gerhards H, Gerlach K.

Magnetresonanztomographische Untersuchungen der Hufregion am stehenden Pferd.

Pferdeheilkunde. 2011; 27: 39-46.

Smith M.

The use of magnetic resonance imaging in the diagnosis of palmar foot pain.

In: Proceedings of the 47<sup>th</sup> British Equine Veterinary Association (BEVA) Annual Congress; 10.-13. September 2008; Liverpool, Großbritannien. S. 33-4.

Smith RK.

Physiology of tendon and ligament.

In: 9. Kongress für Pferdemedizin & Chirurgie in Genf.

International Veterinary Information Service, Ithaca NY.

Last updated 2005.

Smith RK, Avella C.

Recent advances in the diagnosis of tendon disease.

In: Proceedings of the 47<sup>th</sup> British Equine Veterinary Association (BEVA) Annual Congress; 10.-13 September 2008; Liverpool, Großbritannien. S. 261-62.

Spriet M, Mai W, Mc Knight A.

Asymmetric signal intensity in normal collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in horses with a low-field MRI system due to the magic angle effect.

Vet Radiol Ultrasound. 2007; 48: 95-100.

Spriet M, Zwingenberger A.

Influence of the position of the foot on MRI signal in the deep digital flexor tendon and collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in the standing horse.

Equine Vet J. 2009; 41: 498-503.

Stashak TS.

Adams' Lahmheit bei Pferden.

4. Aufl. Alfeld-Hannover: Verlag M.&H. Schaper; 1989.

Steenbuck N.

Verifizierung kernspintomographischer Befunde der tiefen Beugesehne im Hufbereich von Pferden durch histopathologische Kontrolluntersuchungen.

[Dissertation med. vet.]

Ludwig-Maximilians-Universität München; 2008.

Tapprest J, Audigie F, Radier C, Anglade MC, Voisin MC,  
Foucher N, Collobert- Laugier C, Mathieu D, Denoix JM.  
Magnetic resonance imaging for the diagnosis of stress fractures in a horse.  
Vet Radiol Ultrasound. 2003; 44: 438-42.

Tucker RL, Farell E.  
Computed tomography and magnetic resonance imaging of the equine head.  
Vet Clin North Am Equine Pract. 2001; 17: 131-44.

Tucker RL, Sande RD.  
Computed tomography and magnetic resonance imaging of the equine musculoskeletal conditions.  
Vet Clin North Am Equine Pract. 2001; 17: 145-57.

Turner TA, Sage AM.  
Desmitis of the distal interphalangeal collateral ligaments: 22 Cases.  
In: Proceedings of the 50<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 04.-08.Dezember 2002; Orlando, Florida, USA. S. 343-6.

Weinberger T.  
Use of magnetic resonance imaging with the horse using the „standing unit“.  
In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> Maastricht International Congress on Equine Medicine (MICEM); 10.-11. Dezember 2004; Maastricht, Niederlande. S. 38-45.

Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B.  
Wie funktioniert MRI?.  
5. Aufl. , Verlag Springer, 2006. S. 1-56.

Werpy NM.  
Equine imaging modalities.  
In: Proceedings of the 56<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 04.-08. Dezember 2010; Baltimore, Maryland, USA. S. 297-306.

Werpy NM.  
Low-field MRI in horses: practicalities and image acquisition.  
In: Equine MRI.  
1. Aufl. Chichester: Wiley-Blackwell, 2011.

Werpy NM, Ho CP, Kawcak CE.

Magic angle effect in normal collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in horses imaged with a high-field magnetic resonance imaging system.

In: Proceedings of the 55<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 05.-09. Dezember 2009; San Diego, California, USA. S. 406-7.

Werpy NM, Ho CP, Kawcak CE, Rantanen NW, McIlwraith CW.

Review of principles and clinical applications of magnetic resonance imaging in the horse.

In: Proceedings of the 52<sup>nd</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 02.-06. Dezember 2006; San Antonio, Texas, USA. S. 427-40.

Werpy NM, Rantanen NW.

Should I throw away my ultrasound machine now that MRI is here? A review of ultrasound and MRI for the diagnosis of musculoskeletal injury in the equine patient.

In: Proceedings of the 54<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners (AAEP); 06.-10. Dezember 2008; San Diego, California, USA. S. 439-446.

Widmer WR, Buckwalter KA, Fessler JF, Hill MA, Vansickle DC, Ivancevich S.

Use of radiography, computer tomography and magnetic resonance imaging for evaluation of navicular syndrome in the horse.

Vet Radiol Ultrasound. 2000; 41: 108-16.

Wissdorf H, Otto B, Hertsch B.

Hufbereich.

In: Wissdorf H, Gerhards H, Huskamp B, Hrsg.

Praxisorientierte Anatomie des Pferdes.

Hannover: Schaper; 1998. S. 279-301.

Zubrod CJ, Schneider RK, Tucker RL, Gavin PR, Ragle CA, Farnsworth KD.

Use of magnetic resonance imaging for identifying subchondral bone damage in horses: 11 cases (1999-2003).

JAVMA. 2004; 3: 411-8.

Zubrod CJ, Farnsworth KD, Tucker RL, Ragle CA.

Injury of the collateral ligaments of the distal interphalangeal joint diagnosed by magnetic resonance.

Vet Radiol Ultrasound. 2005; 46: 11-6.

Zubrod CJ, Barrett MF.

Magnetic resonance imaging of tendon and ligament injuries.

Clin Tech Equine Pract. 2007; 6: 217-29.



## 9 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 ohne Vorhandensein eines Magnetfeldes rotieren die Protonen um ihre eigene Achse in beliebiger Richtung .....	2
Abb. 2 unter Einfluss eines Magnetfeldes richten sich die Protonen parallel oder anti-parallel aus .....	3
Abb. 3 unter Einfluss eines starken, statischen Magnetfeldes kreist das Proton um die Achse des Magnetfeldes .....	3
Abb. 4 Flussartefakt bedingt durch V. und A. digitalis palmaris communis II .....	13
Abb. 5 GE T1 gewichteter Transversalschnitt, die Markierung zeigt eine Signalintensität im Bereich des Seitenbandes, Magic Angle Effect.....	14
Abb. 6 FSE T2 gewichtete Sequenz, unempfindlicher für den Magic Angle Effect .....	15
Abb. 7 Pfeile markieren das Linienartefakt infolge ungenügender Abschirmung.....	15
Abb. 8 Der Pfeil markiert durch Metall (Nagelreste) bedingtes Artefakt .....	16
Abb. 9 Schematische Darstellung der knöchernen Strukturen im Huf .....	20
Abb. 10 Schematische Darstellung der Sehnen und Bänder im Huf.....	22
Abb. 11 Schematische Darstellung der Seitenbänder im Huf.....	24
Abb. 12 schematische Darstellung der synovialen Einrichtungen im Huf.....	25
Abb. 13 a-e Sagittalschnitte eines Hufes in fünf verschiedenen Wichtungen, .....	29
Abb. 14 Messungen im Transversalschnitt FSE T2w im Ursprungsbereich der Kollateralbänder .....	45
Abb. 15 Messungen im Transversalschnitt FSE T2w im Korpusbereich der Kollateralbänder .....	45
Abb. 16 Messungen im Transversalschnitt FSE T2w im Insertionsbereich der Kollateralbänder .....	46
Abb. 17 Positionierung des Pferdes im Magneten und Positionierung des Hufes und der Hochfrequenzspule .....	47
Abb. 18 Unterschiedliche Größen und Formen der Hochfrequenzspulen.....	47
Abb. 19 a-c Standardschnitte a) Sagittal b) Frontal c) Transversal (rechtwinklig zur TBS) d+e Schnittebene für die Darstellung der Kollateralbänder des Hufgelenkes d) transversaler Schnitt e) frontaler Schnitt.....	49
Abb. 20 Transversalschnitt FSE T2w auf Höhe des Kronbeins .....	50
Abb. 21 Frontalschnitt FSE T2w.....	51
Abb. 22 FSE T2w Frontalschnitt mit Zoneneinteilung zur Lokalisation von Veränderungen der Kollateralbänder Zone 1 Ursprungsbereich des Kollateralbandes am Kronbein, Zone 2 Korpusbereich des Kollateralbandes, Zone 3 Insertionsbereich des Kollateralbandes am Hufbein .....	51

Abb. 23 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1 .....	53
Abb. 24 FSE T2w Frontalschnitt.....	53
Abb. 25 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1 .....	54
Abb. 26 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1 .....	55
Abb. 27 FSE T2w Frontalschnitt.....	55
Abb. 28 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1 .....	56
Abb. 29 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1 .....	56
Abb. 30 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 1 .....	57
Abb. 31 STIR Transversalschnitt in Zone 1 .....	57
Abb. 32 STIR Frontalschnitt.....	58
Abb. 33 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 2.....	58
Abb. 34 STIR Sequenz Transversalschnitt in Zone 2 .....	59
Abb. 35 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 2 .....	59
Abb. 36 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 2.....	60
Abb. 37 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 1 und 2 .....	60
Abb. 38 FSE T2w Frontalschnitt in Zone 1 und 2 .....	61
Abb. 39 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3 .....	61
Abb. 40 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3 .....	62
Abb. 41 STIR Transversalschnitt in Zone 3 .....	62
Abb. 42 STIR Frontalschnitt in Zone 3 .....	63
Abb. 43 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3 Signalverstärkung im Knochen der lateralen Kollateralbandinsertion, links ist lateral .....	63
Abb. 44 FSE T2w Transversalschnitt in Zone 3 .....	64
Abb. 45 STIR Transversalschnitt in Zone 3 .....	64
Abb. 46 GE T1w Frontalschnitt in Zone 3 .....	65
Abb. 47 Häufigkeit der Lokalisation der Bandläsionen .....	66
Abb. 48 Ergebnisse der tiefen Palmarnerveanästhesie (TPA) .....	67
Abb. 49 Ergebnisse der mittleren Palmarnerveanästhesie (MPA).....	67
Abb. 50 Ergebnisse der Hufgelenksanästhesie (HGA) .....	68
Abb. 51 Ergebnisse der Beugeproben nach AAEP Schema (Tabelle 2).....	68
Abb. 52 Häufigkeit der medialen und lateralen Kollateralbandschäden nach Nutzung der Patienten .....	69
Abb. 53 Ausprägung der Hufgelenkfüllung.....	70
Abb. 54 Häufigkeitsverteilung der Lahmheitsgrade bei Bewertung auf der Geraden .....	70
Abb. 55 Kollateralbandschaden linker Huf und Grad der Lahmheit auf dem harten Zirkel linke und rechte Hand .....	71

Abb. 56 Kollateralbandschaden rechter Huf und Grad der Lahmheit auf dem harten Zirkel linke und rechte Hand .....	72
Abb. 57 Kollateralbandschaden linker Huf und Grad der Lahmheit auf dem weichen Zirkel linke und rechte Hand .....	72
Abb. 58 Kollateralbandschaden rechter Huf und Grad der Lahmheit auf dem weichen Zirkel linke und rechte Hand .....	73
Abb. 59 Anteil der Kollateralbandschäden mit „poorly defined borders“ .....	74
Abb. 60 medialer und lateraler Kollateralbandschaden und die knöcherne Beteiligung an den Lokalisationen Ursprung (U), Korpus (K), und Insertion (I) .....	75
Abb. 61 Mittelwerte der Flächen der Kollateralbänder in den einzelnen Zonen bei der Patienten- und der Kontrollgruppe .....	76

## 10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Wichtungsabhängige Darstellung der verschiedenen Gewebe im MRT-Bild .....	28
Tabelle 2: Schema zur Unterteilung der Lahmheitsgrade nach AAEP .....	44
Tabelle 3: Für die Untersuchung genutzte MRT-Sequenz .....	48
Tabelle 4: Die Mittelwerte und die Standardabweichungen in cm <sup>2</sup> der Kollateralbänder medial und lateral in den definierten Zonen (Ursprung, Korpus und Insertion) .....	77
Tabelle 5: Test der Flächenmittelwerte der kranken medialen gegen die der gesunden medialen Kollateralbänder .....	78
Tabelle 6: Test der Flächenmittelwerte der kranken lateralen gegen die der gesunden lateralen Kollateralbänder .....	78

## 11 Anhang

Tabelle A - 1: Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung  
(Kollateralbandschaden)

	Kollateralbandschaden medial			Kollateralbandschaden lateral		
	Ursprung	Korpus	Insertion	Ursprung	Korpus	Insertion
n	32	32	32	37	37	37
W	0,9312	0,9759	0,8716	0,9557	0,8515	0,938
p (normalverteilt)	0,04228	0,6741	0,001264	0,1471	0,0001704	0,03979
$\alpha = 0,05$	keine NV	NV	keine NV	NV	keine NV	keine NV

Tabelle A - 2 Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung  
(kein Kollateralbandschaden)

	Kein Kollateralbandschaden medial			Kein Kollateralbandschaden lateral		
	Ursprung	Korpus	Insertion	Ursprung	Korpus	Insertion
n	23	23	23	23	23	23
W	0,9573	0,9362	0,9481	0,9351	0,9503	0,9554
p (normalverteilt)	0,4106	0,1491	0,2672	0,1413	0,2972	0,3769
$\alpha = 0,05$	NV	NV	NV	NV	NV	NV

Tabelle A - 3: Hufgelenkfüllung und Dauer der Lahmheit

	<b>akut</b>	<b>subakut</b>	<b>chronisch</b>	<b>Summe</b>
<b>Grad 1</b>	1,4%	14,5%	8,7%	24,6%
<b>Grad 2</b>	7,2%	20,3%	17,4%	44,9%
<b>Grad 3</b>	2,9%	14,5%	13,0%	30,4%
<b>Summe</b>	11,6%	49,3%	39,1%	100%

	<b>akut</b>	<b>subakut</b>	<b>chronisch</b>	<b>Summe</b>
<b>Grad 1</b>	1	10	6	17
<b>Grad 2</b>	5	14	12	31
<b>Grad 3</b>	2	10	9	21
<b>Summe</b>	8	34	27	69

Tabelle A - 4: Hufgelenkfüllung und Häufigkeit rechter und linker Huf

	<b>links</b>	<b>rechts</b>
<b>Grad 1</b>	18,5%	28,6%
<b>Grad 2</b>	48,1%	42,9%
<b>Grad 3</b>	33,3%	28,6%
<b>Summe</b>	100%	100%

	<b>links</b>	<b>rechts</b>	<b>Summe</b>
<b>Grad 1</b>	5	12	17
<b>Grad 2</b>	13	18	31
<b>Grad 3</b>	9	12	21
<b>Summe</b>	27	42	69

Tabelle A - 5: Hufgelenkfüllung und Häufigkeit mediales und laterales Kollateralband

	<b>medial</b>	<b>lateral</b>
<b>Grad 1</b>	25,0%	24,3%
<b>Grad 2</b>	37,5%	51,4%
<b>Grad 3</b>	37,5%	24,3%
<b>Summe</b>	100%	100%

	<b>medial</b>	<b>lateral</b>	<b>Summe</b>
<b>Grad 1</b>	8	9	17
<b>Grad 2</b>	12	19	31
<b>Grad 3</b>	12	9	21
<b>Summe</b>	32	37	69

Tabelle A - 6: Hufgelenkfüllung und Häufigkeit der Lahmheit auf der Geraden

	<b>Grad 0</b>	<b>Grad 1</b>	<b>Grad 2</b>	<b>Grad 3</b>	<b>Grad 4</b>	<b>Grad 5</b>	<b>Summe</b>
<b>Grad 1</b>	11,8%	58,8%	17,6%	11,8%	0%	0%	100%
<b>Grad 2</b>	16,1%	22,6%	45,1%	12,9%	3,3%	0%	100%
<b>Grad 3</b>	0%	33,3%	42,9%	19,0%	4,8%	0%	100%

	<b>Grad 0</b>	<b>Grad 1</b>	<b>Grad 2</b>	<b>Grad 3</b>	<b>Grad 4</b>	<b>Grad 5</b>	<b>Summe</b>
<b>Grad 1</b>	2	10	3	2	0	0	17
<b>Grad 2</b>	5	7	14	4	1	0	31
<b>Grad 3</b>	0	7	9	4	1	0	21
<b>Summe</b>	7	24	26	10	2	0	69

Tabelle A - 7: Hufgelenkfüllung und Lokalisation der Diagnose

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
Grad 1	7	1	2	2	0	0	5	17
Grad 2	10	1	5	8	1	2	4	31
Grad 3	8	0	4	4	0	0	5	21
Summe	25	2	11	14	1	2	14	69

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
<b>Grad 1</b>	10,1%	1,4%	2,9%	2,9%	0%	0%	7,2%	24,6%
<b>Grad 2</b>	14,5%	1,4%	7,2%	11,6%	1,4%	2,9%	5,8%	44,9%
<b>Grad 3</b>	11,6%	0%	5,8%	5,8%	0%	0%	7,2%	30,4%
<b>Summe</b>	36,2%	2,9%	15,9%	20,3%	1,4%	2,9%	20,3%	100%

Hufgelenkfüllung und Lokalisation der Diagnose in Prozent des Grades

(Bsp.: Von allen, die eine Hufgelenkfüllung Grad 1 (17 Patienten) aufweisen, haben 41,2% einen Kollateralbandschaden am Ursprung).

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
<b>Grad 1</b>	41,2%	5,9%	11,8%	11,8%	0%	0%	29,4%	100%
<b>Grad 2</b>	32,3%	3,2%	16,1%	25,8%	3,2%	6,5%	12,9%	100%
<b>Grad 3</b>	38,1%	0%	19,0%	19,0%	0%	0%	23,8%	100%

Hufgelenkfüllung und Lokalisation der Diagnose: %-Verteilung nach Diagnose

(Bsp.: Von allen, die eine Kollateralbandläsion am Ursprung aufweisen (25 Patienten), haben 28% eine Hufgelenkfüllung Grad 1).

[illegible]



Tabelle A - 8: Lahmheit auf der Geraden und linker und rechter Kollateralbandschaden

	Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5	Summe
<b>links</b>	11,1%	33,3%	48,2%	7,4%	0%	0%	100%
<b>rechts</b>	9,5%	35,7%	31%	19%	4,8%	0%	100%

	Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5	Summe
<b>links</b>	3	9	13	2	0	0	27
<b>rechts</b>	4	15	13	8	2	0	42
<b>Summe</b>	7	24	26	10	2	0	69

Tabelle A - 9: Altersgruppe und Lokalisation der Diagnose

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
<b>0-3 Jahre</b>	2,9%	0%	0%	1,4%	1,4%	0%	0%	5,8%
<b>4-6 Jahre</b>	5,8%	0%	2,9%	1,4%	0%	1,4%	0%	11,6%
<b>7-9 Jahre</b>	7,2%	1,4%	8,7%	7,2%	0%	1,4%	7,2%	33,3%
<b>10-12 Jahre</b>	11,6%	0%	2,9%	4,3%	0%	0%	5,8%	24,6%
<b>13-15 Jahre</b>	5,8%	0%	1,4%	2,9%	0%	0%	5,8%	15,9%
<b>16 Jahre plus</b>	2,9%	1,4%	0%	2,9%	0%	0%	1,4%	8,7%
<b>Summe</b>	36,2%	2,9%	15,9%	20,3%	1,4%	2,9%	20,3%	100%

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
<b>0-3 Jahre</b>	2	0	0	1	1	0	0	4
<b>4-6 Jahre</b>	4	0	2	1	0	1	0	8
<b>7-9 Jahre</b>	5	1	6	5	0	1	5	23
<b>10-12 Jahre</b>	8	0	2	3	0	0	4	17
<b>13-15 Jahre</b>	4	0	1	2	0	0	4	11
<b>16 Jahre plus</b>	2	1	0	2	0	0	1	6
<b>Summe</b>	25	2	11	14	1	2	14	69

Tabelle A - 10: Kollateralbandschaden links/recht und Lokalisation der Diagnose

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
<b>links</b>	11,6%	0%	10,1%	7,2%	1,4%	1,4%	7,2%	39,9%
<b>rechts</b>	24,6%	2,9%	5,8%	13%	0%	1,4%	13%	60,9%
<b>Summe</b>	36,2%	2,9%	15,9%	20,3%	1,4%	2,9%	20,3%	100%

	U	K	I	UK	UI	KI	UKI	Summe
<b>links</b>	8	0	7	5	1	1	5	27
<b>rechts</b>	17	2	4	9	0	1	9	42
<b>Summe</b>	25	2	11	14	1	2	14	69

Tabelle A - 11: Vorderbein, medial/lateral und Grad der Lahmheit auf der Geraden

		Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5	Summe	
<b>Links</b>	<b>medial</b>	4,3%	4,3%	5,8%	2,9%	0%	0%	17,4%	39,1%
	<b>lateral</b>	0%	8,7%	13,0%	0%	0%	0%	21,7%	
<b>Rechts</b>	<b>medial</b>	1,4%	7,2%	10,1%	8,7%	1,4%	0%	29,0%	60,9%
	<b>lateral</b>	4,3%	14,5%	8,7%	2,9%	1,4%	0%	31,9%	
<b>Summe</b>		10,1	34,8%	37,7%	14,5%	2,9	0%		100%

		Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5	Summe	
<b>Links</b>	<b>medial</b>	3	3	4	2	0	0	12	27
	<b>lateral</b>	0	6	9	0	0	0	15	
<b>Rechts</b>	<b>medial</b>	1	5	7	6	1	0	20	42
	<b>lateral</b>	3	10	6	2	1	0	22	
<b>Summe</b>		7	24	26	10	2	0		69

## **Danksagung**

Ich möchte mich ganz besonders bei Herrn Professor Walter Brehm für die Möglichkeit einer praxisorientierten Dissertation bedanken. Die freundliche und nette Unterstützung sowie die Geduld und konstruktive Kritik haben großen Anteil daran, dass diese Arbeit neben der Tätigkeit als Tierärztin zustande gekommen ist. Danken möchte ich auch Frau Dr. Kerstin Gerlach für die Durchsicht und Korrektur.

Besonders Danken möchte ich Dr. Werner Jahn und Dr. Volker Sill, zum einen für die Möglichkeit der Herstellung der magnetresonanztomographischen Untersuchungen in der Tierärztlichen Klinik für Pferde in Bargteheide aber auch für die Möglichkeit und den Freiraum neben der tierärztlichen Tätigkeit mir den Wunsch einer Dissertation zu ermöglichen.

Die Unterstützung meiner liebsten Kollegin und Freundin Dr. Nina Steenbuck hat mir über das eine oder andere Tief hinweggeholfen und mir immer wieder gezeigt, dass man den Computer besiegen kann. Vielen Dank.

Danken möchte ich auch Frau Dr. Barbara Busch-Tenter für die freundliche und hilfsbereite Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Mein Dank gilt auch dem gesamten Klinikteam, den Helferinnen, die mit viel Ruhe die Pferde im MRT Raum für die Untersuchungen festgehalten haben und meinem Kollegen Dr. Sebastian Lutz für seine Unterstützung und aufmunternden Worte.

Danken möchte ich meinen Eltern und meiner lieben Oma, die mir mein Studium ermöglicht und immer an mich geglaubt haben.

Insbesondere Danken möchte ich Heike und Werner und Niklas Jahn einfach dafür, dass sie immer da sind.